

**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI NAPOLI
“FEDERICO II”**



FACOLTÀ di INGEGNERIA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA INDUSTRIALE

TESI DI DOTTORATO IN INGEGNERIA DEI SISTEMI MECCANICI

XXVII CICLO

**STUDIO, PROTOTIPAZIONE E SVILUPPO DI UN
MECCANISMO SOTTO-ATTUATO PER MANO
ROBOTICA**

COORDINATORE DEL DOTTORATO

CH.MO PROF. ING.

FABIO BOZZA

Tutor

**Ch.mo Prof. Ing.
VINCENZO NIOLA**

Dottorando

STEFANO TRONCONE

ANNO ACCADEMICO 2015 - 2016

**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI NAPOLI
“FEDERICO II”**



FACOLTÀ di INGEGNERIA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA INDUSTRIALE

TESI DI DOTTORATO IN INGEGNERIA DEI SISTEMI MECCANICI

XXVII CICLO

**STUDIO, PROTOTIPAZIONE E SVILUPPO DI UN
MECCANISMO SOTTO-ATTUATO PER MANO
ROBOTICA**

COORDINATORE DEL DOTTORATO

CH.MO PROF. ING.

FABIO BOZZA

Tutor

**Ch.mo Prof. Ing.
VINCENZO NIOLA**

Dottorando

STEFANO TRONCONE

ANNO ACCADEMICO 2015 - 2016



INDICE

INTRODUZIONE	1
PROTOTIPI PROPOSTI ALLA COMUNITA' SCIENTIFICA	8
1.1 ANALISI DEI PRINCIPALI TIPI DI PROTESI SVILUPPATI	8
2.1.1 AN ANTHROPOMORPHIC UNDERACTUATED HAND	8
2.1.2 INTER-FINGER COORDINATED ROBOT HAND WITH POSTURAL SYNERGIES.....	12
2.1.3 DLR HAND ARM SYSTEM.....	15
2.1.4 MECHATRONIC DESIGN OF A TRANSRADIAL CYBERNETIC HAND.....	18
2.1.5 U.B.HAND.....	21
2.1.6 MULTIFUNCTIONAL HAND PROSTHESIS.....	24
2.1.7 SOUTHAMPTON REMEDI HAND.....	26
2.1.8 UNIPI HAND.....	30
2.1.9 PROSPETTO RIASSUNTIVO.....	34
1.2 CLASSIFICAZIONE DELLE PROTESI DI ARTO SUPERIORE	36
1.3 PROTOTIPI GIA' PRESENTI SUL MERCATO	40
2.3.1 I-LIMB ULTRA.....	40
2.3.2 BEBIONIC 3.....	42
2.3.3 OTTO BOCK.....	43
LA PROTESI INNOVATIVA.....	47
1.4 DESCRIZIONE.....	47
3.2 PARTICOLARITA' PECULIARI.....	53
IL DITO.....	59
1.5 MODELLO CINEMATICO.....	62
4.1.1 MODELLAZIONE TENDINE.....	63
4.1.2 MODELLAZIONE ELEMENTI ELASTICI.....	65
4.1.3 STUDIO DINAMICO.....	67
STUDI PRELIMINARI	68



LA REALIZZAZIONE.....	88
1.6 SOFTWARE SOLID WORKS.....	88
1.7 STAMPANTE 3D.....	90
1.8 PROTOTIPI REALIZZATI.....	94
1.8.1 IL PALMO.....	97
1.8.2 LA FALANGE.....	100
1.8.3 SISTEMA MECCANICO DIFFERENZIALE.....	107
PROVE SPERIMENTALI.....	111
7.1 TEST IN LABORATORIO.....	112
CONCLUSIONI.....	118
BIBLIOGRAFIA.....	124
SITOGRAFIA.....	126



1. Introduzione

La mano è il primo strumento del genere umano, capace di compiere innumerevoli azioni ed una varietà estremamente ampia di funzioni e di abilità che vengono utilizzate nelle diverse attività della vita quotidiana, lavorativa e sportiva.

Uno strumento che in natura ha posto gli uomini in una posizione privilegiata rispetto tutti gli altri animali essendo il mezzo usato per costruire ed utilizzare strumenti che hanno aiutato l'uomo durante l'evoluzione.

La presa e la manipolazione rappresentano senza dubbio le funzioni predominanti della mano che dal punto di vista fisiologico, rappresenta l'estremità effettrice dell'arto superiore, tuttavia non è solo un organo d'esecuzione, ma anche un ricevitore sensoriale estremamente sensibile e preciso, è il naturale completamento della vista procurando alla corteccia cerebrale conoscenza su spessori e distanze permettendo il controllo e l'interpretazione delle informazioni ricevute dall'ambiente esterno.

La manipolazione umana, infatti, consiste in movimenti precisi e lenti, ma anche di azioni dinamiche in cui la natura del contatto tra le dita e l'oggetto da manipolare cambia dinamicamente. L'uomo riesce a cogliere tutti i vantaggi di questa azione dinamica durante la manipolazione grazie ad un efficacissimo e multiforme sistema sensoriale. Non meno importante è l'unità di controllo e governo rappresentato dal cervello, capace di vagliare e processare moltissime informazioni e di affrontare problemi decisionali e pianificativi. Tutto ciò viene poi legato da un costante e continuo scambio di informazioni tra i due sistemi, che



consente di realizzare azioni manipolative di difficile imitazione da parte dei più sofisticati sistemi meccatronici.

Grazie alla sensibilità estero-proprioceettiva, può essere considerata alla stregua di un “organo di senso” in grado di proteggerci dalle lesioni, percepire la temperatura e definire i profili degli oggetti.

La mano è inoltre uno dei principali e più raffinati mezzi di espressione dell’atmosfera psico-emotiva dell’uomo, entrando a far parte, nell’ambito della gestualità, del cosiddetto “linguaggio del corpo”.

Considerando questa estrema complessità delle funzioni della mano, risulta comprensibile come negli anni grandi sforzi siano stati profusi per la realizzazione di una mano protesica quanto più rispondente alle diverse esigenze dei soggetti amputati.

Proprio per questi motivi, la perdita di una mano che può avvenire per motivi diversi, (basti pensare ad incidenti sul lavoro, mutilati di guerra, traumi o malattie congenite), reca alla persona una fortissima disabilità, perdendo la propria indipendenza in molte situazioni quotidiane.

Con il progresso della tecnica soprattutto negli ultimi trent’anni, l’ampia diffusione di dispositivi elettronici miniaturizzati ed a basso costo, unitamente alla richiesta crescente di organi di presa automatici in campo industriale, si è manifestato un interesse sempre maggiore riguardo alla possibilità di ricreare artificialmente le caratteristiche e le potenzialità della mano umana in vista di applicazioni di apparati robotici e nel campo delle protesi per contribuire a migliorare la qualità di vita di quelle persone costrette a portare protesi degli arti superiori.

Per garantire al paziente condizioni di vita il più possibile simili a quelle delle persone normodotate sono state sviluppate negli anni appendici meccaniche in grado di compensare il deficit fisico e funzionale. Attualmente le protesi sfruttano le possibilità garantite da una costruzione modulare delle stesse: riduzione dei costi e ampia gamma di soluzioni ottenibili.



Se da una parte il progresso tecnico ha garantito la possibilità di ricorrere ad ausili sempre più performanti, il grosso limite della diffusione della protesi a tutti i soggetti che ne hanno necessità è stato il prezzo di tali dispositivi. Specialmente nelle zone dove questa esigenza è più sentita, si pensi ad esempio ai paesi segnati dalle guerre dove alle condizioni sopra citate si aggiungono ferite dovute all'esplosione di ordigni, il prezzo e la disponibilità di protesi è proibitiva per la quasi totalità della popolazione.

Nei paesi occidentali grazie allo sviluppo di un sistema sanitario, un'assistenza dal punto di vista riabilitativo e di fornitura di strumenti idonei alla ripresa della funzionalità di base viene invece garantita a tutti i cittadini.

Le mani robotiche attualmente esistenti forniscono una buona funzionalità di presa, anche se, non sono in grado di replicare esattamente la capacità di presa propria della mano umana. Molte mani robotiche sono dotate di un sistema di attuazione intrinseco, il quale, posto completamente all'interno della struttura della mano, governa simultaneamente il movimento delle dita e l'opposizione del pollice. Questa scelta progettuale, unita ad un sistema di attuazione basato su azionamenti elettrici tradizionali, limita notevolmente il numero di gradi di libertà, poiché non è possibile disporre di più di 1 o 2 attuatori all'interno della mano.

La carenza di gradi di libertà comporta l'impossibilità, da parte della mano, di avvolgersi intorno all'oggetto afferrato durante un generico compito di presa.

Il problema è quello di ottenere un movimento articolato delle dita, capace di adattarsi alla generica forma dell'oggetto, pur non potendo disporre di un numero elevato di attuatori in grado di governare i vari gradi di libertà.

Si è trovata una soluzione tale da migliorare l'adattabilità della mano robotica, mantenendo le dimensioni entro livelli accettabili. La soluzione proposta è quella di utilizzare una particolare tipologia di meccanismi, definiti meccanismi sotto-attuati. Un meccanismo viene detto sotto-attuato se il numero di attuatori è minore del numero di gradi di libertà, ossia gli attuatori vengono sostituiti da



elementi elastici passivi o fine corsa meccanici. Questi elementi sono piccoli, leggeri e permettono una riduzione del numero di attuatori.

Quando si applica questo concetto ad un organo di presa, esso conduce all'adattabilità, per cui una mano robotica, che adotta questa soluzione per la movimentazione delle dita, è in grado di avvolgere gli oggetti e di afferrare e di adattarsi alla loro forma e dimensione in maniera automatica e non richiede alcun controllo.

In questo lavoro di tesi verrà affrontato lo studio e la realizzazione di un prototipo di protesi di mano innovativa.

Andremo a simulare con un sistema mecatronico una struttura più o meno antropomorfa, ossia con struttura e funzionalità più o meno simile alla mano umana, la quale presenta una versatilità e destrezza difficilmente imitabili.

Il modello proposto dal team di ricerca interno al Dipartimento di Ingegneria Industriale dell'Università "Federico II" di Napoli, utilizza una sotto-attuazione basata su meccanismi differenziali; facendo uso di pulegge mobili in cascata per la chiusura della mano e di aste per azionare i tendini antagonisti.

Lo scopo dell'attività è stato quello di esaminare la possibilità di realizzare una protesi di mano facilmente realizzabile, quindi economica, dotata di una cinematica di funzionamento molto semplice, per cui poco ingombrante e molto leggera in termini di peso, ma soprattutto azionata da un unico tirante anelastico principale che consente una regolazione della forza di presa di un oggetto direttamente dalla forza di tiro con cui viene azionato il tirante anelastico principale aumentando notevolmente la forza di presa rispetto alle protesi attualmente esistenti.

Il movimento è realizzato mediante l'uso di un solo attuatore. La particolarità principale del dispositivo si basa su uno schema di funzionamento adattivo, ovvero ottenere che le tre falangi di ciascuna delle dita adattano la loro rotazione alla forma dell'oggetto afferrato, attraverso dei tendini inestensibili. In questo modo ogni dito può afferrare la superficie dell'oggetto indipendentemente dalla

configurazione del dito stesso e indipendentemente dalla configurazione delle altre dita

Un meccanismo differenziale è un dispositivo in cui il valore di tre ingressi dinamici distinti agisce in modo tale da bilanciarsi. Questi meccanismi hanno una caratteristica molto importante, hanno la capacità di governare molteplici gradi di libertà' con un solo attuatore combinandolo con elementi elastici, freni o fine corsa. Nella puleggia mobile (Fig. 1-1), il movimento fornito dalla fune in alto viene ripartito sulle funi in basso in base ai carichi resistenti che queste devono sopportare.

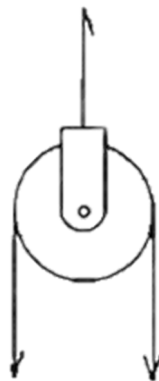


Figura 1-1 Puleggia

L'adozione di un sistema di trasmissione che sfrutti gruppi di pulegge su cui scorrono elementi flessibili, la riduzione del numero di attuatori remoti, servendosi di elementi elastici a rigidità variabile per i collegamenti, e l'utilizzo di una stampante 3D per la riproduzione del prototipo ci permetteranno di raggiungere gli obiettivi prefissati.

Il modello di mano prevede cinque dita, articolabili in varie configurazioni attuate da un unico motore attraverso un sistema di quattro pulegge in cascata, che trasmettono il movimento alle falangi mettendo in tensione i tendini.

Volendo semplificare il sistema a solo tre pulegge, come mostrato da [1], per mostrarne il principio di funzionamento:

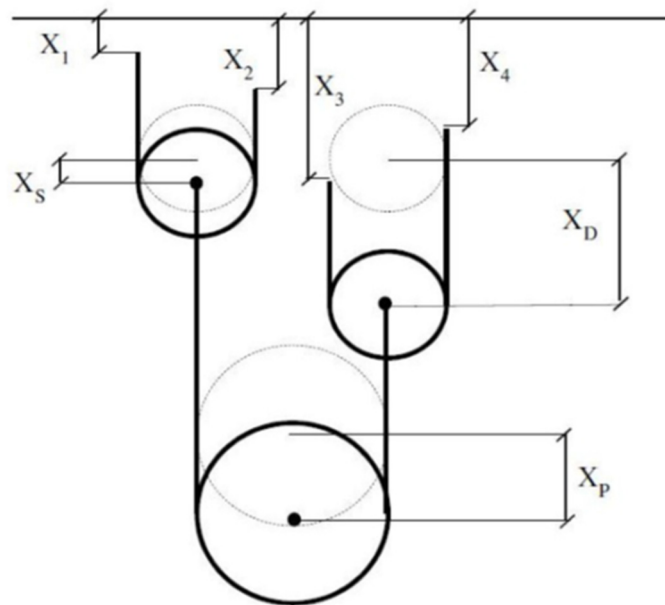


Figura 1-2 Sistema semplificato a 3 pulegge

In Fig. 1-2 delle tre pulegge, due sono più piccole (in questo caso di uguale diametro), mentre la terza (drive pulley) è più grande ed è quella direttamente collegata all'attuatore; è possibile scrivere le relazioni tra gli spiazamenti e le rotazioni delle pulegge ed il raccorciamento dei tendini.

Siano:

$X_1; X_2; X_3; X_4$ gli spiazamenti delle terminazioni dei tendini

$X_S; X_D; X_P$ gli spiazamenti dei centri delle pulegge

Conoscendo i primi, è possibile ricavare i secondi, servendosi delle seguenti relazioni:



$$X_s = \frac{X_1 + X_2}{2}$$

$$X_d = \frac{X_3 + X_4}{2}$$

$$X_p = \frac{X_1 + X_2 + X_3 + X_4}{2}$$

Se i quattro spiazamenti sono identici, nessuna delle pulegge slitterà rispetto alle altre, in caso contrario trasleranno facendo ruotare la puleggia con diametro maggiore, fino a raggiungere la configurazione desiderata.

Questo tipo di funzionamento interno alla mano la rende perfetta per le applicazioni in cui è richiesta la capacità di afferrare molti oggetti di tipo diverso, anche di forma molto irregolare: le dita, infatti, iniziano a chiudersi contemporaneamente ma, non appena l'oggetto entra a contatto con una parte di esse, queste ultime bloccano la trazione dei rispettivi tendini, cedendo lunghezza alle dita che ancora non hanno completato il movimento.

La presa, dunque, si adatterà automaticamente all'oggetto.

Nei prossimi capitoli verranno affrontati diversi prototipi, analizzati tramite informazioni reperite da fonti bibliografiche, nella fattispecie pubblicazioni scientifiche autorevoli, riguardanti studi condotti in altre università nell'ambito di mani robotiche, messe a confronto tra loro riportando le maggiori differenze e le qualità migliori per ognuno dei prototipi affrontati. Mostriamo le diverse mani robotiche messe in commercio, dopodiché introdurremo il prototipo sviluppato dal team di ricerca interno presso il Dipartimento di Ingegneria Industriale dell'Università "Federico II" di Napoli, sottolineando le caratteristiche peculiari, le fasi di progettazione e sviluppo, e i risultati ottenuti dagli studi effettuati.

2. Prototipi proposti alla comunità scientifica

Negli ultimi due decenni sono stati sviluppati numerosi prototipi di mani robotiche multi dita con lo scopo di imitare la destrezza e l'abilità della mano umana. Questi prototipi sono stati realizzati focalizzando l'attenzione sull'accuratezza, sul range di movimento e sulle azioni manipolative.

La manipolazione umana, infatti, è costituita da movimenti precisi e lenti, ma anche da azioni dinamiche in cui la natura del contatto tra le dita e l'oggetto da manipolare cambia dinamicamente. L'uomo riesce a cogliere tutti i vantaggi di questa azione dinamica durante la manipolazione grazie ad un efficacissimo e multiforme sistema sensoriale. Alla base dello sviluppo di mani robotiche e protesi di mano umane c'è proprio l'emulazione dello schema logico di funzionamento della mano umana.

Vengono ora presentati alcuni tra i risultati degli studi condotti in proposito dai principali gruppi di ricerca del panorama internazionale.

2.1. Analisi dei principali tipi di protesi sviluppati

2.1.1. An anthropomorphic Underactuated Hand [2]

Iniziamo con la presentazione dello studio effettuato dai ricercatori dell'Università Laval, Québec: il modello proposto prevede una mano simile a quella umana, ovvero composta di quattro dita complanari e di un pollice che può compiere movimenti di opposizione. Questo tipo di mano antropomorfa che

presenta 15 gradi di libertà ed un unico attuatore; ogni dito consta di tre falangi, sotto-attuate attraverso un unico tendine che le attraversa ed è normalmente disteso a causa di meccanismi elastici di ritorno posti sulle giunture.

Le singole falangi sono state dimensionate in modo da riprodurre le dimensioni e le proporzioni della mano umana: ad es. l'indice misura 45mm - 25mm - 15mm rispettivamente per la falange prossimale, mediale e distale, con un diametro comune a tutte e pari a 15mm.

Il modello matematico individuato mette in relazione le forze applicate alla base di ogni tendine con le forze che si generano sulle estremità di ogni dito al momento del contatto con un oggetto; questa dipendenza rende possibile, per un'auspicata posizione del dito ed una data situazione di presa, determinare le forze di contatto nelle falangi e dunque stabilire le caratteristiche della trasmissione di forza attraverso il dito. Questi ultimi valori, in particolare, dipendono anche dalla geometria delle dita stesse, come ad esempio dalla distanza d_i tra il perno della giuntura i -sima e la guida del tendine che passa nella stessa falange, oppure dall'angolo ϕ_i compreso tra l'asse centrale di una falange e la linea che collega il centro del giunto e il punto in cui passa la guida del tendine, rappresentati in figura.

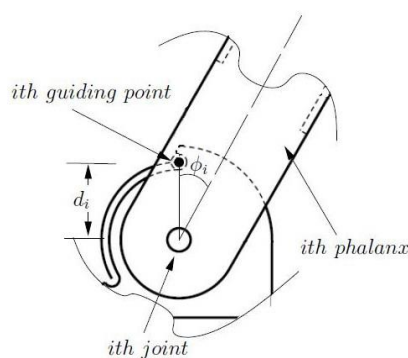


Figura 2-1 Parametri geometrici

In seguito a numerose prove sperimentali con oggetti cilindrici di diametro variabile sono stati individuati i valori di d_i e ϕ_i in grado di garantire le migliori prestazioni, quindi è stato possibile calcolare le forze limite tollerate dalle singole dita nell'atto di presa, con particolare attenzione a quelle che vengono esercitate sul palmo e sul pollice. Lo schema finale di un singolo dito è dunque il seguente.

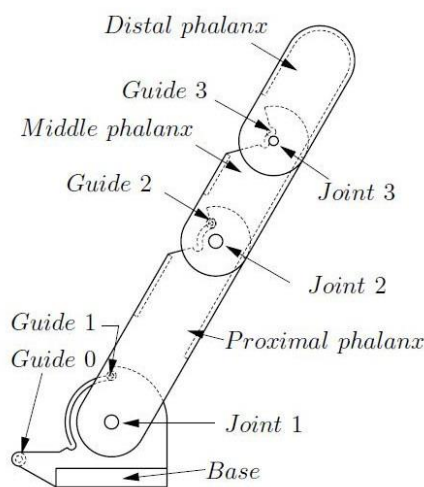


Figura 2-2 Schema geometrico di un singolo dito

La precedente figura, tuttavia, non è indicativa nel caso del pollice, il quale presenta un'architettura cinematica diversa rispetto a quella delle altre dita: ai 3 g.d.l. provvisti dall'attuatore, infatti, si aggiunge un ulteriore g.d.l., non attuato, che permette l'adduzione bloccando il pollice in una posizione favorevole rispetto all'indice e al medio.

Per quanto riguarda il funzionamento interno della mano, l'attuatore trasmette la forza ai tendini attraverso un sistema di pulegge in cascata (sliding pulleys), che inizialmente includeva anche il tendine del pollice, collegato alla puleggia immediatamente a valle dell'attuatore; questa configurazione si è però rivelata controproducente in quanto il pollice riceveva una forza molto maggiore rispetto

alle altre dita e tendeva a chiudersi molto più velocemente di quelle, compromettendo la presa.

Per ovviare a questo inconveniente è stato modificato il collegamento del tendine del pollice, spostandolo più a valle per favorire un maggiore sincronismo tra le dita. Questa modifica, di fatto, riduce il numero dei g.d.l. a 14 poiché si è persa la sotto-attuazione tra il pollice e le altre quattro dita ed introduce anche altri miglioramenti, come ad es. una maggiore efficacia della presa, poiché l'oggetto viene spinto verso il centro del palmo della mano, una riduzione dell'attrito ed una più semplice compensazione automatica tra le forze richieste dal pollice e dalle altre dita.

Il prototipo finale della mano sotto-attuata presenta una massa pari a 0.4 Kg, inclusa l'impugnatura, e le prove sperimentali hanno evidenziato come, nonostante risulti molto semplificata rispetto a quella umana, tale mano sia in grado di garantire una presa stabile in molte configurazioni diverse e di consentire gran parte dei movimenti ricorrenti nella pratica quotidiana.

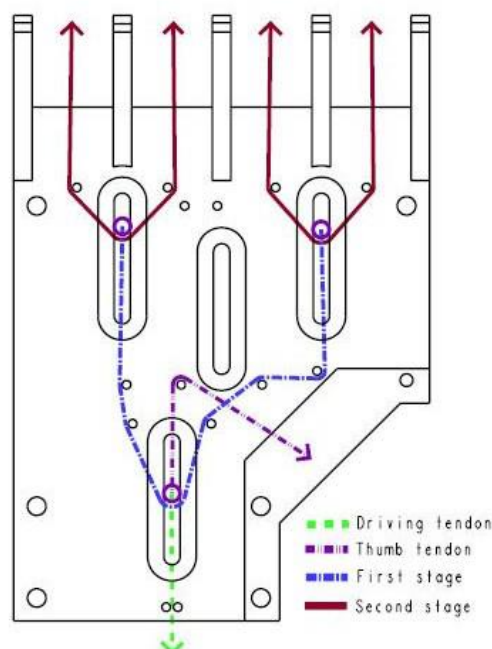


Figura 2-3 Configurazione tendini



2.1.2. Inter-Finger Coordinated Robot Hand with Postural Synergies [3]

Lo studio presentato dall'Università di San Diego approfondisce il concetto di sinergia, ispirandosi ai collegamenti anatomici della mano umana tra muscoli e tendini, soprattutto per quanto riguarda il coordinamento tra le varie dita: la soluzione proposta sfrutta alcuni comuni percorsi di attuazione, definiti come "eigenpostures", col supporto dei principali modelli matematici dei vari componenti, per sviluppare un meccanismo diverso in grado di pilotare una mano robotica con più dita.

Una grande attenzione viene posta, in particolare, sulle sinergie di tipo posturale, quelle cioè che possono risultare dall'accoppiamento dei tendini, dai limiti biomeccanici sul movimento dei giunti, da schemi neurologici semplificati e da molti altri fattori; questo tipo di sinergie si rivela molto utile, al momento di quantificare lo spiazzamento occorso nei punti di giunzione al termine di un'azione di movimento. Una sinergia molto comune può essere quella della contrazione congiunta delle dita, come nel caso della mano che si chiude a pugno.

Il modello delle sinergie prevede che ogni posizione desiderata per la mano robotica venga descritta con un vettore di posizione p_i , i cui elementi sono gli spiazzamenti lineari dei tendini necessari per ottenere la configurazione voluta; a partire da n p_i si ottiene la matrice P delle posizioni. Operando alcune modifiche su P , anche tramite il calcolo della relativa matrice delle covarianze, si ottiene un insieme di autovalori, ordinati dal più grande al più piccolo in proporzione all'importanza di ogni componente; la scelta del termine "eigenpostures" deriva proprio dal fatto che questi componenti sono sufficienti per ricostruire la matrice delle posizioni.

Dalla matrice P si possono ricavare due autovettori, corrispondenti a due principali posizioni di approssimazione, e si può scrivere ogni vettore come combinazione lineare di questi autovettori, secondo pesi scalari, e di un vettore di offset z :

$$p_i = q_{i,1} * e_1 + q_{i,2} * e_2 + z$$

Dove e_1, e_2 sono gli autovettori, con $e_k = [d_{k,1}, d_{k,2}, \dots, d_{k,n}]$, $d_{k,i}$ diametro di una puleggia (se negativo, indica che il tendine si muove in direzione opposta);

$\phi_{i,k} = 2 * q_{i,k}$ angolo di rotazione della staffa; $y_{i,k} = q_{i,k} * e_k$ spiazzamento desiderato del tendine.

Per arrivare alla definizione della precedente struttura con vettori di posizione nello spazio dei tendini, è necessario partire da un vettore di posizione nello spazio comune, fatto di angoli comuni, per poi trasferire quanto trovato nello spazio dei tendini.

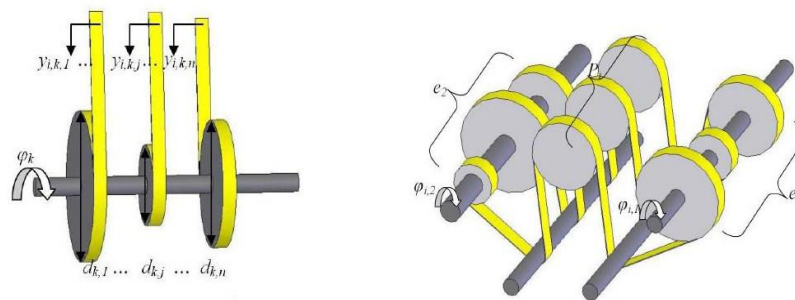


Figura 2-4 Meccanismi di attuazione

Tale trasformazione ha un impatto diretto sulla definizione degli autovettori di posizione; lo spiazzamento totale di ogni tendine, richiesto per raggiungere la posizione illustrata è:

$$z_j = (l_{0,1} - l_1) + (l_{0,2} - l_2) + (l_{0,3} - l_3)$$

$$= f_j(\theta_1, \theta_2, \theta_3, r_1, r_2, r_3)$$

Facendo variare r_i si può agire sul rapporto $\frac{d_{max}}{d_{min}}$ (diametri delle pulegge) fino a raggiungere il giusto compromesso tra la distribuzione delle forze e l'ingombro degli elementi di trasmissione. Durante le prove sperimentali è stato utilizzato un

guanto di tipo "Cyberglove" per registrare le posizioni assunte da una mano umana nell'atto di compiere 15 diversi tipi di presa, ottenendo come risultato che con due soli attuatori di posizione è possibile coprire il 75% dell'informazione disponibile, mentre con quattro attuatori si arriva al 90%. A partire dalle posizioni registrate, è possibile quindi attribuire i valori necessari per pilotare i tendini fino a tali configurazioni; una possibile ottimizzazione di questo metodo arriva ad avere 17 g.d.l., di cui 10 attivi e 7 passivi.

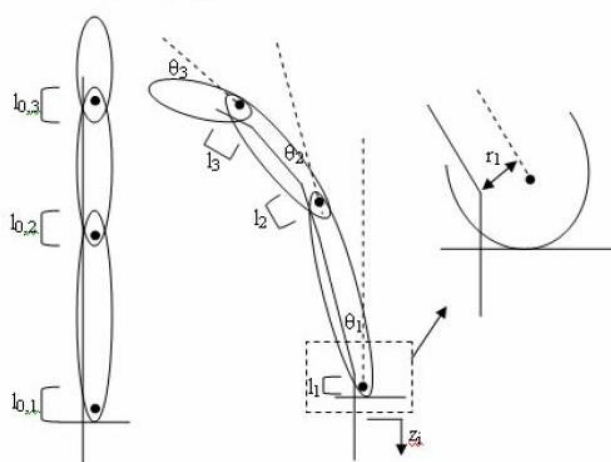


Figura 2-4 Schema di dito comandato da tendine

Il prototipo realizzato, infine, presenta alcuni errori di precisione nel raggiungimento di una data posizione angolare, prestandosi dunque maggiormente ad applicazioni che richiedono soluzioni a basso costo e la possibilità di avere molte configurazioni diverse. Un ulteriore studio dello stesso team di ricerca ha poi perfezionato questo modello per permettere la possibilità di utilizzare la stessa mano in ambiti diversi semplicemente selezionando in tempo reale il set di posizioni da utilizzare: la complessità ovviamente aumenta e risultano necessari 4 autovettori ed un sistema di ingranaggi che permettano la commutazione. Ad una maggiore precisione si accompagna, tuttavia, una serie di svantaggi: l'aggiunta di un terzo attuatore (per gli ingranaggi) ed una maggiore lentezza di esecuzione, sfavorevole in applicazioni dinamiche.



2.1.3. DLR Hand Arm System [4]

Il progetto proposto alla conferenza internazionale di Nashville ad opera del team svizzero-tedesco consiste in un sistema mecatronico molto dinamico e completamente integrato che utilizza un design antropomorfo. Il modello si basa su uno studio a livello anatomico della mano umana, con l'obiettivo di riprodurre non tanto l'aspetto estetico, quanto quello funzionale, relativamente al tipo di tessuti e di collegamenti tra le articolazioni.

Lo scopo della ricerca era quello di ottenere un prototipo dal design semplice, robusto e facile da mantenere che, allo stesso tempo, fosse antropomorfo nelle dimensioni, nella forma e soprattutto nelle funzionalità. Rispetto a studi precedenti, il problema frequente del sovraccarico delle dita viene compensato permettendo una sublussazione dei giunti e garantendo movimenti antagonisti attraverso un opportuno incanalamento dei tendini.

Un'analisi preliminare condotta a livello sperimentale su vari tipi di giunti ha evidenziato che, per una qualunque mano robotica con giunti rigidi, a parità di forze applicate, la capacità di sopportare tali forze è decisamente inferiore rispetto a quella di una mano con giunti a rigidità variabile; quest'ultima, infatti, può sostenere pressioni maggiori poiché ha una maggiore elasticità di giunzione ed è in grado di assorbire una parte dell'energia cinetica dell'impatto con un oggetto attraverso la deformazione dei giunti stessi, riportando danni inferiori alla struttura. I risultati di queste prove possono risultare assai rilevanti nella scelta dei collegamenti da adottare in una mano robotica, in relazione alla sua modalità di utilizzo: la capacità di resistere agli urti, infatti, è molto importante nella realizzazione di mani robotiche con finalità di protesi, mentre è meno significativa nelle applicazioni robotiche di servizio, soprattutto se le forze in gioco sono sufficientemente piccole. L'interesse verso la fisiologia della mano umana è motivato dal desiderio di riprodurre il funzionamento, anche se in modo astratto, poiché l'attuale tecnologia non è ancora in grado di produrre un modello che sia fisiologicamente corretto, robusto e sufficientemente dinamico; tutto ciò senza



considerare la capacità umana, difficilmente riproducibile, di rigenerare muscoli, tendini, ossa e pelle. Il progetto, inoltre, riguarda anche la possibilità di collegare la mano ad un braccio robotico e dunque, a differenza dei modelli precedenti, tutti i comandi sono integrati nell'avambraccio ed i tendini sono instradati attraverso il polso, senza peraltro limitarne il range di movimento. Nel prototipo realizzato le dita sono pilotate in modo antagonistico, hanno le dimensioni umane e possono fornire un vasto range di movimento attraverso la sub-lussazione di ogni giunto. Passando ad un'analisi più dettagliata, il progetto dei giunti di collegamento delle falangi prossimali e distali (PIP e DIP) è quello più semplice perché la forma dell'articolazione umana è facilmente riproducibile tramite una cerniera; il collegamento deve essere robusto perché si tratta delle estremità più fragili e deve essere garantito un range angolare di 90° (DIP) e 135° (PIP). Una soluzione è quella di fissare i tendini su una puleggia cilindrica, fornendo un momento costante del braccio.

Utilizzando per la cerniera una testa cilindrica che si muove in un incavo cilindrico coassiale aperto non è possibile evitare dislocazioni durante la chiusura del dito; di conseguenza un carico eccessivo può produrre forze superiori a quelle tollerate e causare la disarticolazione dei componenti; la configurazione dei tendini, però, consente di evitare danni strutturali. Il movimento assiale del giunto è contenuto dai rilievi presenti sulla forma cilindrica della testa della cerniera e nell'incavo, similmente a come avviene nella mano umana; le superfici a contatto, inoltre, sono coperte da un materiale che le protegge in caso di disarticolazioni. Nel dito passano tre tendini, due flessori ed un estensore, allocati quanto più lontano possibile dalle creste laterali dei cilindri



Figura 2-5 DLR Hand Arm System

Per quanto riguarda il giunto metacarpale, invece, si preferisce utilizzare un componente a sella, in modo da gestire meglio i due assi non intersecanti legati ai movimenti. Si tratta di un collegamento più robusto poiché la pressione superficiale è minore, è geometricamente esatto e rimane in contatto lineare per tutto il range di movimento.

Le articolazioni ricreate vengono racchiuse in una sorta di involucro, simile nelle funzioni all'apparato tegumentario della mano umana, che agevola il contatto con le superfici esterne. Rispetto ad altri modelli di mani robotiche, i tendini usati in questo prototipo non hanno bisogno di meccanismi di messa in tensione e non risentono di problemi legati ad un'eventuale inaccuratezza geometrica (ad es. nelle pulegge): l'attuazione di tipo antagonistico, infatti, presenta un'intrinseca tensione dei tendini.

Le dita sono attuate attraverso due motori e due elementi elastici per ogni g.d.l., per un totale di 38 motori allocati nell'avambraccio.

Le prove sperimentali hanno evidenziato una notevole resistenza agli urti e la capacità di sviluppare ed eseguire complesse operazioni senza mettere seriamente a repentaglio l'integrità del robot.



2.1.4. Mechatronic Design of a Transradial Cybernetic Hand[5]

Il lavoro proposto dai ricercatori dell'Università Sant'Anna di Pisa si allontana in parte da quelli proposti in precedenza, soprattutto per l'intento specifico di concentrarsi sull'ambito applicativo delle protesi per mutilati trans-radiali. Quest'ambito, infatti, presenta due grandi sfide nella creazione di un prototipo di mano cibernetica: l'uso di segnali di controllo neurali nell'attuazione e la sua implementazione mecatronica. Per quanto riguarda la prima, l'obiettivo finale sarebbe quello di creare una rete neurale con sensori collegati direttamente alle terminazioni nervose dell'utilizzatore, che sia in grado di interpretare i segnali ricevuti e di trasformarli in comandi per i componenti della protesi, fornendo anche un feedback sensoriale, ad esempio di tipo tattile. La seconda, ovviamente, è strettamente vincolata alla prima e deve fornire le interfacce di controllo necessarie. Una delle difficoltà principali a livello di progetto è quella di trovare una soluzione per racchiudere sensori, attuatori, meccanismi di trasmissione e cavi in un oggetto che abbia la forma e le dimensioni di una mano umana e che, allo stesso tempo, non sia eccessivamente pesante da indossare. Gli obiettivi di questa ricerca sono dunque sintetizzabili in cinque punti:

- Dita pilotate da tendini sotto-attuati;
- Unità di attuazione non retro-azionabili;
- Set di sensori completi, robusti, integrati ed in numero ridondante;
- Scheda di controllo integrato, flessibile e di bassa potenza;
- Forte integrazione strutturale.

La ridotta offerta di attuatori di densità ed alta potenza sul mercato ha reso necessario lo sviluppo di prototipi basati principalmente su meccanismi sotto-attuati e differenziali, categoria cui appartiene anche la mano in esame.

La "Smart Hand" di Pisa, oggetto della presente ricerca, presenta 16 g.d.l. attuati da 4 motori (4 gradi di mobilità) che pilotano 5 dita sotto-attuate attraverso il meccanismo di Hirose.

Questa configurazione presenta un interessante vantaggio nel campo delle protesi: usando un singolo tendine connesso ad un singolo attuatore tutte le falangi del dito entrano in contatto con l'oggetto da afferrare, permettendo una presa più stabile. Dal punto di vista dell'attuazione, la mano è divisa in tre parti: la prima comprende il pollice, attuato da due motori (uno dedicato alla flessione/estensione, l'altro all'opposizione); la seconda è dedicata all'indice, provvisto di un motore indipendente (flessione/estensione) per migliorare la precisione nella presa; la terza, infine, raggruppa i comandi per le rimanenti tre dita, attuate dal quarto motore con meccanismi differenziali che permettono un adattamento automatico all'oggetto della presa.



Figura 2-6 Modello di Smart Hand

Dal punto di vista mecatronico la mano è divisa in quattro sottosistemi:

- Dita sotto-attuate: sfruttano il meccanismo di Hirose, hanno 3 g.d.l., sono capaci di contenere cavi e sensori. I sensori sono di tipo diverso: quelli nei giunti sfruttano l'effetto Hall; quelli nei polpastrelli sono di tensione. Sono inoltre presenti piccole schede elettroniche di controllo

nelle falangi prossimali, sensori ottici di pressione/tattili nelle falangi prossimali e distali di indice e pollice e cavi saldati a sensori.

- Unità di attuazione non retro-azionabile per pollice e indice: si occupa della flessione/estensione di queste due dita ed è costituita da un meccanismo che migliora l'efficienza nella presa.
- Presa adattativa per medio, anulare, mignolo: sono presenti tre tendini connessi ad uno slider lineare per mezzo di tre molle di compressione ("compression springs"); alcuni interruttori segnalano quando vengono raggiunte le posizioni di limite e, cambiando il proprio stato, evitano sprechi di energia. Le molle di compressione servono ad adattare la presa durante il primo contatto, quando non tutte le dita vengono intercettate dall'oggetto contemporaneamente.
- Unità di attuazione dell'opposizione del pollice: controlla separatamente il secondo grado di mobilità del pollice, quello del piano di opposizione, rendendo possibile un numero maggiore di possibili configurazioni di presa e di manipolazioni elementari nei task che richiedono l'uso di pollice e indice.



Figura 2-7 Dettaglio del prototipo



Nella scelta dei sensori, visto il tipo di applicazione cui è destinato il prototipo, sono stati esclusi i componenti che necessitano di complessi sistemi di fili e di apparati di signal processing; è stata inoltre prevista una forma di ridondanza per limitare i danni in caso di guasti. I sensori previsti forniscono tre tipi di informazione: posizione, tatto/pressione, forza. Ne sono previsti in tutto 32, sia propriocettivi che esteroceettivi analogici: 15 sensori integrati nei giunti, 5 sensori di tensione per i cavi, 4 sensori di corrente (per i motori) e 4 sensori di tatto/pressione ottici nel pollice e nell'indice.

La protesi di mano trans-radiale deve essere integrata in un'architettura di controllo gerarchica, flessibile abbastanza da supportare un controllo Real time di 4 assi attivi, un'identificazione Real time di comandi esterni, il calcolo dei loop di controllo e l'invio di un bio-feedback dei sensori. La mano ottenuta ha un peso di circa 600g, comprensivo di tutte le parti, ed è stato stimato un costo di mercato pari a circa 70\$, rendendone assai vantaggiosa la commercializzazione

2.1.5. U.B. Hand III [6] [7]

Lo studio presentato dall'Università di Bologna riguarda la possibilità di realizzare una mano robotica con una struttura ad endoscheletro secondo il modello a "compliant mechanism": sfruttando una catena seriale di membri rigidi collegati con tratti cedevoli ("hinges") è possibile rendere non necessario l'uso di coppie cinematiche, mentre rivestendo le dita con strati di materiale deformabile di spessore opportuno si possono imitare le funzionalità di quelle biologiche e distribuire meglio anche i sensori sulle superfici. Ai tendini viene riservato un ruolo fondamentale all'interno di questo modello: vengono intesi, infatti, come organi flessibili guidati che trasmettono il moto dagli attuatori remoti, possiedono rigidità flessionale finita e sono in grado di operare in condizioni di compressione su tratti non guidati di lunghezza anche non trascurabile.



Nella realizzazione di un dito articolato avente falangi connesse con giunti elastici complanari ed azionato con organi flessibili guidati è necessario soffermarsi su due principali aspetti progettuali: la “sintesi di configurazione”, per definire la struttura del dito (numero di falangi, numero e percorso dei tendini, configurazione indeformata del sistema); la “scelta del principio realizzativo”, che riguarda la valutazione dei materiali e dei metodi di fabbricazione impiegati.

Esistono moltissime soluzioni, morfologicamente diverse, per trasmettere il movimento attraverso una catena cinematica seriale dotata di tre cerniere elastiche interne, applicando in punti opportuni forze generate da attuatori remoti e trasmesse mediante i tendini. Molte configurazioni si differenziano per numero, posizione e percorso dei tendini; questi ultimi, infatti, possono essere “attivi” (se collegano in modo diretto la falange prossima all'attuatore remoto) o “passivi” (se collegano fra loro due membri, vincolo cinematico interno). A seconda dello schema di utilizzo dei tendini si possono ottenere variazioni per quanto riguarda il numero di g.d.l., il numero di gradi di sotto-attuazione, il numero e il tipo di attuatori necessari e la natura dei carichi (trazione o compressione) nei vari punti. Al momento della scelta è importante quindi tener conto degli obiettivi prioritari del progetto, quale ad es. può essere la minimizzazione del numero di attuatori a parità di g.d.l. o il tipo di forze che la mano dovrà sopportare. La scelta della configurazione dei tendini deve essere seguita da un'analisi cinetostatica, per una valutazione comparativa delle varianti, dal momento che evidenzia (anche se in modo approssimativo) l'andamento dei carichi e degli spostamenti durante l'esecuzione di traiettorie prefissate. L'obiettivo è che i tendini siano sollecitati in compressione solo durante le fasi di traiettoria libera (dove le forze di contatto in gioco sono minime) per evitare instabilità anche in presenza di rigidità flessionale contenuta.

Una volta trovate le soluzioni che meglio riproducono il comportamento dinamico desiderato, è necessario tener conto di altri aspetti fondamentali, quali

peso, dimensioni, estetica, prestazioni, affidabilità, costi di costruzione e di montaggio.

Gli autori individuano tre famiglie di soluzioni costruttive:

- **Soluzione monopezzo:** viene usato lo stesso materiale per falangi, cerniere e tendini; in questo caso si preferisce utilizzare un materiale termoplastico presso-formato.
- **Soluzione monopezzo per falangi e cerniere elastiche:** i tendini sono riportati e realizzati in materiale diverso, ad es. in lamine d'acciaio armonico; la complessità di fabbricazione aumenta ma migliorano le condizioni nel contatto tendine-guida e la stabilità negli organi di trasmissione soggetti a compressione.
- **Soluzione completamente differenziata:** si usano tre materiali diversi per le tre parti della struttura; si ottiene la massima flessibilità progettuale al costo di una maggiore complessità di fabbricazione (necessita di organi di collegamento e di operazioni di montaggio).

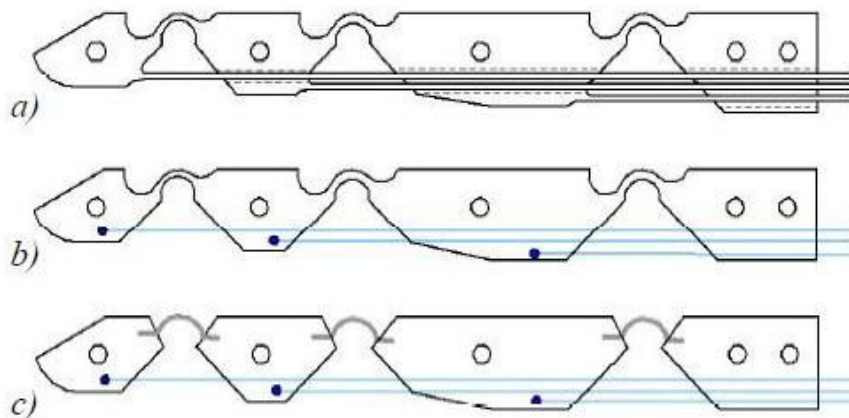


Figura 2-8 Schema delle tre soluzioni costruttive

Una particolare attenzione viene rivolta allo studio delle cerniere, con l'obiettivo di avvicinarsi quanto più possibile al modello ritenuto ideale, modello che garantisce prestazioni ripetibili in modo costante per tutta la vita utile richiesta

e che presenta preferibilmente un comportamento cinematico in cui il moto relativo tra le parti collegate è una pura rotazione attorno ad un punto fisso (1 g.d.l.). Un possibile meccanismo equivalente può essere quello costituito da un elemento di collegamento avente cedevolezza assiale collegato alle estremità da due cerniere elastiche equivalenti, per un totale di 3 g.d.l.. Quando tale modello equivalente è applicabile, l'analisi cinetostatica della catena cinematica risulta dunque significativamente semplificata.

Le prove sperimentali effettuate con prototipi della soluzione monopezzo, ricavati con fresatura CNC da lastre di Teflon con spessore di 8mm hanno mostrato risultati incoraggianti ed è iniziata una ricerca anche per quanto riguarda i materiali destinati al rivestimento delle dita: la scelta è ricaduta inizialmente su un gel poliuretano con caratteristiche di comportamento visco-elastico che si avvicinano a quelle dei tessuti umani; questa sostanza ha anche il vantaggio di permettere l'inserimento di sensori tattili di vario tipo entro lo strato ipodermico, fornendogli un sostegno strutturale.

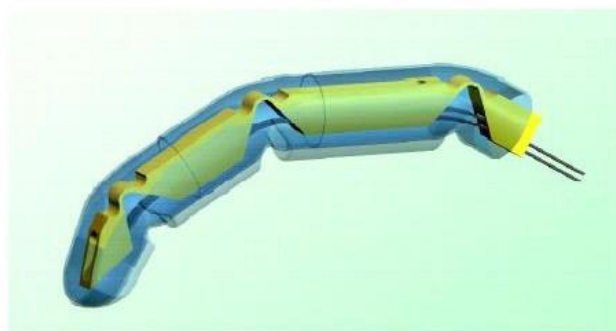


Figura 2-9 Dito con polpastrelli in gel

2.1.6. Multifunctional Hand Prosthesis [8]

La ricerca portata avanti dal team del IACS, Forschungszentrum Karlsruhe, Germania, presenta un approccio diverso per quanto riguarda i meccanismi di attuazione, dal momento che si basa su un sistema idraulico integrato con otto attuatori fluido-dinamici. La mano, collegata all'arto amputato, provvede ad una



gran varietà di movimenti e permette un controllo da parte dell'utente che non richiede attenzione visiva; inoltre una particolare attenzione viene riservata all'aspetto estetico, prevedendo una copertura attraverso un guanto morbido di silicone cosmetico.

Gli obiettivi di questo studio hanno come oggetto un possibile incremento di funzionalità, aumentando il numero di percorsi di presa realizzabili ed aggiungendo eventualmente un sistema con feedback di forza, un migliore aspetto estetico ed un peso contenuto rispetto ad altre protesi presenti sul mercato. La novità introdotta sta nel fatto che non vengono utilizzati motori collegati ad ingranaggi, bensì un sistema pilotato compatto di tipo elettro-idraulico. Sono presenti, infatti, 8 attuatori fluidi, piccoli e flessibili, integrati nei giunti che si espandono o si comprimono generando movimenti di flessione ed estensione. La pressione nei fluidi è generata da una micro-pompa connessa agli attuatori da sei micro-valvole, mentre un microcontrollore ne regola i flussi. Sia il sistema di controllo che i principali attuatori sono collocati nel metacarpo. Il pollice ha un progetto diverso a causa della necessità di fornire un movimento di opposizione; la struttura "ossea" è di alluminio, ricoperta da un doppio strato di silicone resistente all'usura, che migliora anche l'attrito e di conseguenza la presa di un oggetto; l'alimentazione è fornita da batterie Li-ion integrate.

E' stata prevista anche una parte opzionale del progetto, che riguarda la possibilità di effettuare la presa senza doversi affidare ad un supporto visivo. Gli autori si sono orientati verso un sistema con sensori vibro-tattili, poiché offre il miglior compromesso tra compattezza, silenziosità e basso consumo di energia. Si tratta di sensori tattili che si possono integrare nei polpastrelli, dotati di controllori, convertitori A/D e motore DC; sono presenti inoltre collegamenti con le terminazioni nervose degli utenti per inviare i segnali elettrici di ritorno che fungono da feedback. Dalle prove sperimentali è emerso che il prototipo realizzato è in grado di realizzare moltissimi movimenti che caratterizzano le attività quotidiane, incluso ad es. l'uso di una tastiera per personal computer; il peso

complessivo risulta effettivamente contenuto e pari a 860g; le dita riescono ad adattarsi ad oggetti anche di forma irregolare grazie ad una combinazione di materiali elastici ed all'uso di giunti flessibili e cedevoli; infine sono state individuate opportune frequenze per i segnali da trasmettere alle terminazioni nervose in grado di riprodurre le sensazioni tattili derivanti dalla presa.



Figura 2-10 Multifunctional Hand Prosthesis assemblata

2.1.7. Southampton Remedi Hand [9]

Il lavoro presentato dal team di ricerca dell'Università di Southampton approfondisce ulteriormente lo studio sulle possibilità di connessione delle protesi di mano con il sistema nervoso periferico dell'arto, proponendo soluzioni innovative realizzabili nella pratica in una prospettiva anche a breve/medio termine. La mano proposta ha 6 g.d.l. e monta sei piccoli motori elettrici, quattro dei quali pilotano le dita, mentre due sono riservati al pollice per i movimenti di rotazione ed estensione/flessione. Ogni dito è composto di sei barre di

collegamento che, messe in movimento, si piegano e si flettono secondo prefissate traiettorie antropomorfe; le barre sono forate in corrispondenza dei giunti e tenute insieme da perni. Su ogni polpastrello è presente una serie di sensori, inclusi in una pellicola sottile, che permettono di controllare la forza esercitata dalle dita, il contatto con l'oggetto e la rilevazione della temperatura superficiale.

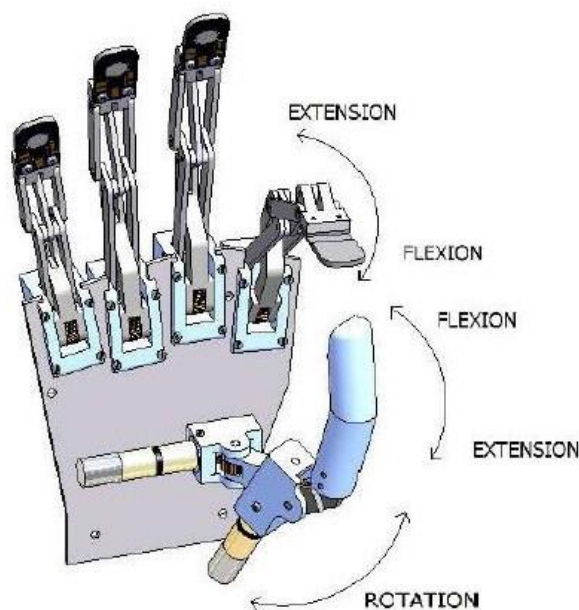


Figura 2-11 Modello della Southampton REMEDI Hand

E' stato implementato anche un nuovo tipo di controllore in grado di sfruttare a pieno le potenzialità della struttura meccanica, denominato "Southampton Adaptive Manipulation Scheme" (SAMS), unitamente all'UNB Myocontroller. La ricerca si è posta l'obiettivo di sfruttare le terminazioni nervose rimaste nell'arto in seguito all'amputazione per collegarle direttamente ai sensori elettromiografici, eventualmente sfruttando anche particolari movimenti del braccio (flessione/estensione) per fornire ulteriori comandi alla mano.

Il controllore SAMS individua cinque possibili stati di funzionamento:

- **POSITION:** lo stato in cui l'utente effettua la scelta della successiva configurazione da raggiungere. Ad es. per prendere un oggetto è



necessario rilevare l'attività del muscolo estensore, quindi la mano si apre in modo proporzionale all'ampiezza del segnale ricevuto; al termine del segnale la mano si chiude finché non incontra l'oggetto.

- **TOUCH:** lo stato raggiunto al termine della chiusura, allorquando la forza di presa raggiunge i valori minimi.
- **HOLD:** questo stato viene raggiunto prolungando il comando di flessione; i sensori di presa vengono attivati e controllano che l'oggetto non scivoli dalla mano.
- **SQUEEZE:** stato opzionale che l'utente può scegliere se intende rafforzare la presa.
- **RELEASE:** l'utente invia un segnale di estensione e la presa viene rilasciata.

Un meccanismo di sicurezza impedisce, una volta iniziata un'operazione di presa, di correggere il movimento prima di raggiungere lo stato TOUCH; è possibile invece resettare la mano durante ogni stadio mantenendo per un determinato periodo di tempo il comando di estensione. Essendo stato individuato nella connessione diretta della mano robotica al sistema nervoso periferico il campo di ricerca più promettente per quanto riguarda il settore delle protesi, molte soluzioni sono attualmente in fase di sperimentazione in tal senso. Una di queste, ad esempio, prevede l'impianto nel nervo mediano di un soggetto adulto che abbia subito un'amputazione di un array di 100 elettrodi (di dimensioni 4mm x 4mm); i segnali provenienti dal nervo interessato vengono filtrati e trasmessi al controllore per pilotare l'apertura e la chiusura di una mano con multipli g.d.l. che operi con un sistema SAMS. La mano è dotata di sensori sui polpastrelli che forniscono un feedback diretto alla periferica impiantata e, di conseguenza, al nervo, con correnti dell'ordine di decine di μA . Test effettuati per periodi prolungati (3 ÷ 4 mesi) hanno confermato le notevoli potenzialità di questa soluzione, sia a causa degli ottimi risultati nel controllo dell'arto ottenuti dagli utenti dopo un periodo relativamente breve di training, sia perché il tipo di impianto, estratto dopo quattro mesi di utilizzo, non ha presentato evidenti segni di rigetto o di infezione,



rendendolo indicato per lunghi periodi di funzionamento. Una soluzione alternativa, anch'essa tutt'ora in sperimentazione, prevede l'impianto di più elettrodi in nervi diversi: anche questi test hanno fornito risultati incoraggianti, soprattutto per quanto riguarda la possibilità di controllare la mano senza che ci sia bisogno del contatto visivo con l'oggetto da afferrare.

La REMEDI Hand si propone di sfruttare quest'ultima soluzione per far sì che ogni motore possa essere controllato in modo indipendente dalle diverse terminazioni nervose. Per il controllo delle protesi dell'arto superiore sono attualmente utilizzati sensori superficiali elettromiografici (EMG), che ricevono segnali EMG da un certo numero di muscoli e li elaborano assegnando loro un peso diverso a seconda del punto in cui sono collocati.

Attraverso studi clinici sono stati individuati i settori del braccio che sono maggiormente interessati dal movimento della mano in un individuo sano ed è stato verificato che, ponendo gli elettrodi in tali punti, è possibile ricreare, nel soggetto mutilato, la sensazione di un naturale controllo della mano. E' evidente, d'altro canto, che la possibilità di eseguire questo tipo di impianto dipende soprattutto dalle condizioni in cui si viene a trovare l'arto del paziente a seguito dell'operazione. Ulteriori studi sono tutt'ora in corso per ottimizzare le dimensioni della parte elettrica, in modo da renderla sufficientemente piccola da permetterne la collocazione all'interno della mano robotica. Sono ancora in fase di sperimentazione anche dei sensori innovativi, che dovrebbero poter essere impiantati nei muscoli prescelti e comunicare con il controllore in maniera wireless, attraverso un collegamento magnetico transcutaneo, sfruttando come alimentazione un campo magnetico esterno; tali sensori sono stati denominati IMES ("Implantable Myoelectric Sensors").

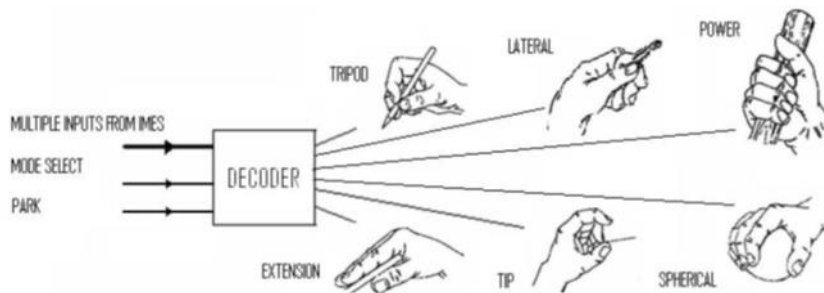


Figura 2-12 Possibile sistema di controllo per 6 prese differenti

Prove sperimentali eseguite su un gruppo di volontari hanno messo in luce come le sei differenti posture di presa che la mano può assumere siano sufficienti a coprire la maggior parte delle azioni della vita quotidiana in modo molto naturale, riscontrando un'adeguata soddisfazione da parte degli utilizzatori.

2.1.8. UNIP Hand [10]

Un'altra ricerca portata avanti dall'Università di Pisa si concentra sullo studio delle sinergie, in particolare quelle di tipo soft e adattativo, e del loro possibile utilizzo nel progetto di una mano robotica antropomorfica. I primi tipi di sinergie proposti in quest'ambito si inserivano in modelli di mani completamente azionate con funzioni di presa: il movimento dell'intero sistema poteva essere descritto conoscendone semplicemente lo spostamento comune. Un'analisi di tipo statistico ha evidenziato come, utilizzando anche solo un paio di sinergie, fosse possibile modellare l'80% delle posizioni di presa di una mano. Questo risultato ha reso lo spazio delle sinergie un punto di riferimento per la modellazione, soprattutto per quanto riguarda il controllo, visto che rende possibile l'impiego di un numero inferiore di variabili.

Al fine di ridurre ulteriormente il numero di tali variabili, con un conseguente risparmio anche sul numero di motori necessari a garantire un determinato numero di azioni di presa, sono stati introdotti dei dispositivi che realizzano le sinergie non solo a livello software ma anche a livello hardware (come proposto



da C.Brown e H.Asada), sfruttando due set di pulegge intercambiabili in grado di far muovere la mano attraverso due sinergie.

Tuttavia l'utilizzo di questo accorgimento può aumentare il rischio di errori nel controllo, a causa della differenza che si viene a creare tra il numero ridotto di queste variabili (e dunque delle sinergie applicate) ed i g.d.l. della mano, ovvero ci si trova nella situazione in cui il numero di gradi di attuazione è inferiore al numero di gradi di libertà.

Le sinergie soft propongono un modello alternativo, definendo la configurazione di riferimento per la mano ("virtual hand") verso cui tende la mano reale attraverso un modello di rigidità, introducendo nuove variabili. Una mano implementata con sinergie soft mantiene tutti i suoi g.d.l. cinematici ma è comunque in grado di semplificare i meccanismi di presa meccanica, lasciando l'onere degli aggiustamenti di precisione dei movimenti meno importanti al modello di cedevolezza.

Per raggiungere l'obiettivo della semplicità di progettazione, le mani con sottoattuazione adattativa fanno uso di un approccio basato su trasmissioni differenziali, che distribuiscono gli spiazamenti di un numero molto piccolo di motori a tutte le dita grazie a delle combinazioni lineari delle configurazioni dei giunti. Le sinergie adattative si differenziano da quelle soft in quanto forniscono un metodo per sfruttare realmente le sinergie per la progettazione di mani sub-attuate, compensando l'adozione di un ridotto numero di variabili con la possibilità di adattarsi alla forma degli oggetti da afferrare. D'altro canto le tradizionali mani adattative vengono a loro volta migliorate, proponendo una tecnica che combina multipli gradi di attuazione sulla stessa mano sub-attuatora, in modo che ognuno di essi contribuisca ad attuare l'insieme di tutta la mano, secondo un ordinamento gerarchico ispirato ad una relazione funzionale biologica. Per quanto riguarda il prototipo di mano presentato all'interno della stessa ricerca, esso si propone di garantire i 19 g.d.l. individuati in una mano umana attraverso una catena di giunti (di rotazione o di rivoluzione) da 1 g.d.l., opportunamente



orientati per ottenere flessioni/estensioni, abduzione/adduzione e movimenti di opposizione del pollice. Questo approccio semplificato può essere sfruttato per realizzare una mano a partire anche soltanto da pochi moduli base. L'implementazione meccanica delle sinergie adattative richiede, per la necessità di trasferire simultaneamente forza e momento torcente in modo coordinato per ciascun g.d.l., che si implementi la matrice delle sinergie adattative, composta dai rapporti di trasmissione degli attuatori di ogni giunto.

Nella realizzazione pratica del modello, gli autori propongono l'uso di una versione rivisitata del giunto rotante di Hillberry: tale dispositivo consiste in due paia di cilindri in contatto rotante l'uno rispetto all'altro, ciascuno dei quali può essere visto come un giunto di rivoluzione. I suddetti cilindri sono tenuti insieme attraverso un sistema di cavi, rigidi oppure elastici.

Questa soluzione comporta alcuni vantaggi:

- La particolare struttura meccanica permette facili modifiche alle sue caratteristiche di diametro (che modificano il rapporto di trasmissione e la forza trasmessa). Con opportune configurazioni dei tendini è possibile ottenere anche una trasmissione nulla del momento torcente.
- Nonostante l'assenza di cuscinetti, l'attrito nei giunti è abbastanza ridotto.
- Il range di rotazione del giunto è di circa 180° , a fronte dei 90° richiesti.
- Facilmente scalabile.
- Non sono presenti elementi di connessione meccanica, come viti e bulloni, che introdurrebbero una maggiore complessità costruttiva.

Con questo tipo di configurazione si può avere un sistema di attuazione completamente legato ai tendini, comprensivo anche di blocchi meccanici, unidirezionale (grazie all'elasticità dei cavi) e basato sull'idea che un singolo cavo agisca su tutta la mano e fornisca affidabilità a tutto il sistema, senza il supporto di ingranaggi differenziali. La mano così ottenuta risulta robusta ed in grado di sopportare anche gravi disarticolazioni sfruttando l'intrinseca elasticità del

sistema. Il giunto di Hillberry, modificato per essere adattato alle esigenze del prototipo in esame, presenta le seguenti caratteristiche:

- Due strutture cilindriche in reciproco contatto rotante.
- Guide laterali su ogni lato del giunto per garantire l'andamento del profilo rotante anche in caso di forze esterne trasversali.
- Un tendine elastico, fissato ad entrambe le estremità con una determinata tensione iniziale, che mantenga insieme le due parti del giunto.
- Un'integrazione all'accoppiamento tra ingranaggi affacciati alle superfici rotanti per forzare il contatto.
- Una piccola sporgenza sul retro del giunto per assicurare il corretto ritorno alla posizione di riposo in caso di sovra-aperture accidentali del giunto.
- Una serie di pulegge con cuscinetti a sfera dentro ogni giunto, sede dell'attuazione dei tendini.

La mano è infine assemblata utilizzando venti moduli. In posizione di riposo tutte le dita sono completamente aperte e formano un angolo di 30° una rispetto all'altra, il pollice è ruotato di 90° rispetto al suo asse ed ortogonale al palmo.

Nonostante la complessità dei vari elementi, presi singolarmente, nella pratica è possibile attuarli tutti contemporaneamente attraverso un singolo motore.



Figura 2-13 UNIP Hand



2.1.9. Prospetto Riassuntivo

Per concludere l'analisi dei modelli significativi proposti alla comunità scientifica internazionale nel campo delle mani robotiche, seguono due tabelle riassuntive, contenenti le caratteristiche principali di ognuno, per facilitare un confronto immediato. ("n.s."= "non specificato").

	G.D.L.	Numero di Motori	Struttura	Applicazione
Anthropomorphic Underactuated Hand	15/14	1, n.s.	esoscheletro	Robot
Inter-finger Coordinated Hand	17 (10 a. 7 p.)	2 DC	esoscheletro	Protesi
DLR Hand Arm System	19	38 n.s.	endoscheletro	Robot
Transradial Cybernatic Hand	16	4, n.s.	esoscheletro	Protesi
U.B. Hand III	3 per dito	n.s.	endoscheletro	Protesi
Multifunctional Hand	n.s.	1 DC	endoscheletro	Protesi
Southampton Remedi Hand	6	6, n.s.	endoscheletro	Protesi
UNIP Hand	19	1 DC	esoscheletro	Robot



	Sensori	Peso	Mecc. Attuazione	Rivestimento
Anthropomorphic Underactuated Hand	n.s.	0.4 Kg	Trasmissione Rigida	n.s.
Inter-finger Coordinated Hand	n.s.	n.s.	Pulegge raggruppate	n.s.
DLR Hand Arm System	n.s.	n.s.	Tendini antagonisti	n.s.
Transradial Cybernatic Hand	40 integrati	0,6 Kg	Pulegge, tendini	n.s.
U.B. Hand III	Presenti	n.s.	Compliant mechanism	Poliuretano
Multifunctional Hand	Tattili	0,86kg	Attuatori fluido dinamici	Silicone
Southampton Remedi Hand	In film sottile	n.s.	Barre con perni	n.s.
UNIP Hand	n.s.	n.s.	Sinergie adattive	n.s.



2.2. Classificazione delle protesi di arto superiore [11]

Dalle norme ISO 9999 la protesi può essere definita come un *“ausilio ortopedico che vicaria o sostituisce, seppur parzialmente l’arto mancante sia sotto l’aspetto funzionale che estetico”*.

Una protesi deve rispondere a caratteristiche di funzionalità, affidabilità, scarso peso e ingombro associate ad una cosmesi quanto più accettabile.

Per quanto riguarda l’arto superiore, si distinguono protesi passive, suddivise a loro volta in tradizionali (esoscheletriche) e modulari (endoscheletriche), e protesi attive azionate da energia corporea e/o extra-corporea (a comando mioelettrico o elettronico).

- **Protesi passive**

Protesi cosmetiche

Le protesi cosmetiche mirano alla ricostruzione estetica di un segmento scheletrico mancante, ricostituendo l’integrità corporea; possono essere applicate in tutti i livelli di amputazione e vengono utilizzate soprattutto nei casi in cui non possa essere usata con successo una protesi funzionale (cioè nelle amputazioni più prossimali o nella maggior parte delle amputazioni parziali di mano), o qualora sia il paziente a rinunciare alla funzionalità dell’arto. Nelle protesi esoscheletriche o tradizionali le pareti esterne della protesi, costruite in materiali rigidi, hanno funzione strutturale e portante; questa funzione nelle protesi endoscheletriche è svolta invece dalle componenti tubolari modulari interne, mentre la copertura esterna del materiale espanso, sagomata con riferimento all’arto residuo, ha esclusivamente un ruolo estetico.



L'organo di presa di queste protesi generalmente viene mantenuto in posizione di chiusura da un meccanismo a molla, apribile all'occorrenza con l'arto controlaterale (mano passiva).

Protesi lavorative

Le protesi lavorative vengono generalmente realizzate per amputazioni a livello delle dita o del carpo della mano e sono costituite da ausili specifici che hanno lo scopo di facilitare l'attività lavorativa.

- **Protesi attive**

Protesi ad energia corporea

Attualmente fanno parte della famiglia delle protesi attive ad energia corporea solamente le protesi cinematiche, che sfruttano per l'attivazione della mano e/o del gomito protesico il movimento di una regione corporea ancora attiva, mediante l'utilizzo di cavi che vengono azionati da bretellaggi. Questo tipo di protesi può essere utilizzato praticamente per tutte le amputazioni fino al 3° medio trans omerale, mentre nelle disarticolazioni di spalla la presenza di un moncone molto corto implica leve svantaggiose, tali da rendere difficoltoso l'azionamento della protesi.

Con le protesi cinematiche le funzionalità sono limitate all'apertura della mano (che avviene vincendo la resistenza di una molla che la terrebbe normalmente chiusa) e alla flessione-estensione, blocco-sblocco di un eventuale gomito, il tutto come detto azionato dal bretellaggio. I movimenti che vengono sfruttati generalmente consistono nella flessione, estensione, abduzione, depressione ed elevazione della spalla e nella abduzione bicipolare (espansione toracica).

Le protesi cinematiche risultano generalmente ben tollerate per la loro relativa leggerezza, affidabilità, robustezza e assenza di accumulatori di energia elettrica e



permettono al paziente, durante il loro utilizzo, di ricevere un buon feed-back; tuttavia sono in grado di sviluppare una limitata forza prensile e richiedono un maggiore dispendio energetico rispetto alle altre protesi attive.

Protesi ad energia extracorporea

Fanno parte di questo gruppo le protesi a comando mioelettrico e quelle a comando elettronico. Le prime sfruttano, per l'attivazione degli elementi funzionali della protesi, i segnali elettromiografici generati dalla contrazione isometrica della muscolatura del moncone. Tali segnali se di intensità adeguata, variabile tra i 40 e 100 microvolt, possono essere rilevati sulla superficie cutanea da specifici elettrodi, successivamente convogliati ad un amplificatore e sfruttati per l'ottenimento di un movimento funzionale.

Presupposto necessario per l'applicazione di una protesi mioelettrica è la possibilità da parte del paziente di azionare isolatamente e volontariamente i gruppi muscolari, come ad esempio nel caso in cui si utilizzano i muscoli estensori del carpo per aprire la mano protesica ed i flessori per chiuderla. La fonte di energia è rappresentata da un accumulatore ricaricabile a circa 6-8 volt (4,8 Volt nelle protesi per bambini) collocato all'interno dell'invasatura. Gli accumulatori al Ni-Cd rappresentano un accettabile compromesso tra fonte di energia erogabile, dimensione e peso, garantendo una autonomia giornaliera di 1000-2000 movimenti. Con tecniche di gestione energetica quali l'introduzione di modalità di funzionamento a basso consumo, limitazioni di corrente in situazioni selezionate, utilizzo di accumulatori particolari si possono avere fino a 8000 movimenti con una singola ricarica. Maggiore durata si ottiene invece con le nuove batterie al litio.

Esistono tre tipi di controllo mioelettrico: il primo detto "**digitale**" risponde alla "legge del tutto o nulla", sviluppando una forza prestabilita. Il movimento della protesi avviene per mezzo dell'azione di un muscolo e del suo antagonista, sfruttando una coppia di elettrodi per movimenti opposti (ad esempio flessione-estensione, prono-supinazione). Il secondo tipo prevede controllo



“**proporzionale**” del movimento grazie ad un solo elettrodo, che può registrare una contrazione di una intensità elevata, ad esempio per un meccanismo, e una debole contrazione per attivarne la chiusura. Esso viene impiegato nelle amputazioni prossimali, spesso bilaterali e con pochi muscoli a disposizione. Il terzo tipo di controllo mioelettrico, detto “**multicanale**”, viene utilizzato qualora vi sia la necessità di attivare diverse componenti protesiche sfruttando una coppia di elettrodi a controllo proporzionale. Quando sono sei i movimenti da comandare si ricorre talvolta al funzionamento ciclico, che prevede l’utilizzo di tre elettrodi: due servono per effettuare il movimento ed un terzo come selettore della funzione attiva; ad esempio partendo dalla mano, con una contrazione sull’elettrodo di selezione si passa al polso, poi al gomito, per ritornare infine di nuovo sulla mano. Tale soluzione obbliga di fatto il paziente ad attivare un motore alla volta rallentando l’effettuazione dei movimenti composti, con il vantaggio tuttavia di rendere sicura e precisa la selezione del gesto desiderato.

Tra le protesi attive ad energia extracorporea si ritrovano anche le protesi a comando elettronico che vengono utilizzate in genere nei casi di presenza di salienze ossee che possano dare l’attivazione a dei sensori di pressione, come avviene nei casi di amelia o nelle disarticolazioni di spalla. In genere i sensori annessi sono tre e vengono posizionati a livello dell’acromion, uno anteriore per azionare la componente flessoria, uno posteriore per quella estensoria e uno superiore per il deviatore ciclico; nei casi di focomelia, invece, è possibile sfruttare il movimento volontario e ben controllabile delle dita presenti a livello della spalla per azionare dei micro-sensori che attivano le diverse componenti protesiche.

Le protesi funzionali a comando mioelettrico ed elettronico possono essere applicate a partire dalla disarticolazione di polso fino alla disarticolazione di spalla; alcune aziende propongono oggi soluzioni anche nelle amputazioni parziali di mano. A livello del gomito sono ottenibili movimenti di flesso-estensione, al polso di prono-supinazione e a livello della mano di apertura e chiusura. E’ così possibile un elevato grado di funzionalità anche con livelli di amputazione molto



prossimali, associato ad una elevata forza di presa, tuttavia il peso a volte elevato (specie nei casi in cui sia previsto un gomito elettromeccanico) e la fragilità di alcune componenti ad alto contenuto tecnologico ne limita l'utilizzo durante alcune attività gravose.

- **Protesi ibride**

Se la lunghezza del moncone trans omerale (generalmente superiore al terzo medio) e la mobilità della spalla lo permettono, si può optare per una soluzione cosiddetta "ibrida", che prevede l'utilizzo di una mano a comando mioelettrico unitamente ad un gomito ad energia corporea. Tali protesi hanno il vantaggio di avere un peso più contenuto rispetto alla soluzione che prevede l'uso di un gomito elettromeccanico, pur assicurando una buona funzionalità.

2.3. Prototipi già presenti sul mercato

Alcuni validi modelli di protesi sono già presenti sul mercato, per venire incontro alle richieste di un numero non trascurabile di persone che hanno subito un'amputazione negli arti superiori, a causa di incidenti sul lavoro o stradali, oltre al gran numero di militari feriti in zone di guerra (soprattutto in paesi come gli USA, la Gran Bretagna, etc.).

I modelli in commercio offrono già una buona varietà di posizioni di presa in condizioni diverse, tuttavia è ancora largo il loro margine di miglioramento, in particolar modo per quanto riguarda il costo (ancora troppo elevato), il peso, i materiali impiegati ed il controllo con impianti neurali.

Di seguito vengono presentati alcuni esempi di prodotti commerciali

2.3.1. I-Limb Ultra [12]

Questo modello, prodotto dalla Touch Bionics, si presenta molto più articolato ed offre una più ampia varietà di possibili operazioni; tuttavia, è destinato ad utenti che abbiano subito un'amputazione almeno all'altezza del polso.

Per quanto riguarda le caratteristiche tecniche, il pollice può raggiungere le posizioni desiderate sia automaticamente che manualmente, sono disponibili 24 possibili configurazioni di presa, la rotazione automatica del pollice permette di passare con precisione dalla posizione di presa di piccoli oggetti a quella di "tripode" (effettuata con pollice, indice e medio), piccoli dispositivi consentono di non sovraccaricare il pollice. La mano viene venduta unitamente ad un software, denominato "Biosim", che permette la selezione delle operazioni da effettuare, incluse le prese che richiedono soltanto una parte delle dita, e controlla in modo automatico che la mano non lasci cadere l'oggetto una volta afferrato; infine riproduce abbastanza fedelmente i tempi impiegati dalla mano umana nel compiere i principali movimenti.

Il dispositivo funziona con una tensione nominale di 7.4V, una corrente massima di 5A ed è alimentato con una batteria a polimeri di Litio ricaricabile; il limite statico di carico per la mano è di 90Kg, mentre il peso totale della protesi è di 515g (nella misura media).



Figura 2-14 I-Limb Ultra

2.3.2. Bebionic3 [13]

Questa protesi, come la precedente, è indicata a seguito di amputazioni all'altezza del polso o superiori e consente di assumere molte diverse configurazioni: il pollice, infatti, può operare sia in opposizione che su un piano parallelo rispetto alle altre dita.

Tra le varie possibilità di utilizzo ci sono quattro diversi tipi di prese di precisione, la configurazione a tripode, a palmo intero, con indice autonomo, con adduzione delle dita, per sollevare pesi etc....



Figura 2-15 Bebionic3 Hand

La mano può essere rivestita con un guanto fatto di un tipo di silicone con rigidità variabile, in strati sovrapposti, in grado di resistere a danni da usura, sfregamento e perforazioni di lieve entità; sono previste, inoltre, 19 possibili

colorazioni per ridurre le differenze visive con la tonalità di pelle dell'utente. Per quanto riguarda l'alimentazione, la protesi monta una batteria ricaricabile dedicata con tensione nominale pari a 7,4V, con capacità variabile a seconda del modello; il peso complessivo del dispositivo varia tra i 500÷600g.

2.3.3. Otto Bock [14]

Questo modello, molto diffuso soprattutto nei paesi dell'Europa Settentrionale, è destinato ai pazienti che hanno subito un'amputazione parziale della mano: si tratta di un oggetto in silicone, da infilare sulle parti sane, che permette di celare l'handicap fisico e di facilitare la presa di oggetti ed altre attività della vita quotidiana. Il materiale impiegato è un particolare tipo di silicone, anallergico, modellato in modo da riprodurre l'aspetto della cute umana, facilmente disinfettabile e sagomabile in modo da aderire perfettamente alla struttura anatomica di ogni singolo paziente. Il dispositivo, tuttavia, non ha alcun tipo di meccanismo interno finalizzato al comando delle dita e si appoggia, nelle diverse tipologie di presa, al movimento delle parti sane della mano.



Figura 2-16 Esempi di protesi Ottobock

Negli ultimi anni l'azienda Otto Bock ha sviluppato un nuovo sistema per simulare la maggior parte dei movimenti effettuati da una mano, tra le parti del corpo più versatili e con una struttura tra le più complesse. Solo attraverso la perfetta interazione dei suoi nervi, tendini, 27 ossa, 39 muscoli e 36 articolazioni possiamo eseguire le attività quotidiane in modo naturale. La mano **Michelangelo**



riproduce numerose funzioni della mano naturale grazie alle sue sette possibilità di presa. La forza di presa è di 6-7 kg. Permette 7 tipi diversi di prese:

- **Lateral pinch**

Nella modalità di presa lateral pinch, nota anche come presa chiave, il pollice si sposta lateralmente verso l'indice. Ciò consente di afferrare lateralmente oggetti sottili come fogli di carta o carte di credito.

- **Lateral power grip**

Il pollice si sposta lateralmente verso l'indice. Ciò consente di afferrare oggetti di medie dimensioni come un cellulare.

- **Finger abduction/adduction**

Allargando e chiudendo le dita è possibile tenere tra le dita oggetti piatti e sottili (< 3 mm) come banconote.

- **Tripod pinch**

In questa posizione della mano, nota come presa tridigitale, il pollice forma con il dito medio e l'indice un supporto a tre punti, consentendovi di tenere in modo sicuro oggetti di piccole dimensioni come una penna.

- **Opposition power grip**

La larghezza di apertura della mano vi consente di tenere in modo sicuro oggetti di grande diametro.

- **Open palm**

Con la mano aperta si ottiene una posizione della mano completamente piatta che consente di portare degli oggetti come un piatto o un vassoietto.

- **Natural mode**

Nella posizione di riposo la mano Michelangelo ha un aspetto molto naturale. Nella modalità flessibile, il polso cede facilmente alla pressione. Quando si rilassa

la muscolatura, la mano Michelangelo assume una posizione naturale, non contratta.

Il controllo della mano Michelangelo è basato sul sistema Axon-Bus (AXON è l'acronimo di Adaptive eXchange Of Neuroplacement data). Si tratta di un sistema simile ai sistemi di comprovata qualità utilizzati per garantire la sicurezza in aviazione e nell'industria automobilistica. Axon-Bus è un sistema di trasmissione dati chiuso, in cui i singoli componenti sono ottimizzati per comunicare e operare perfettamente tra loro. Per l'utente ciò significa che la velocità e la funzionalità della mano Michelangelo restano sempre costanti.



Figura 2-17 Protesi MICHELANGELO Ottobock



3. La protesi innovativa

3.1. Descrizione

Le mani robotiche attualmente esistenti forniscono una buona funzionalità di presa, anche se, non sono in grado di replicare esattamente la capacità di presa propria della mano umana. Una scarsa adattabilità alle caratteristiche geometriche dell'oggetto non garantisce il mantenimento della presa in presenza di disturbi esterni (forza peso, forze di inerzia, carichi improvvisi, etc.), per cui la presa rischia di non essere stabile.

Molte mani robotiche sono dotate di un sistema di attuazione intrinseco, il quale, posto completamente all'interno della struttura della mano, governa simultaneamente il movimento delle dita e l'opposizione del pollice a livello delle articolazioni metacarpo - falange. Questa scelta progettuale, unita ad un sistema di attuazione basato su azionamenti elettrici tradizionali, limita notevolmente il numero di gradi di libertà, poiché non è possibile disporre di più di 1 o 2 attuatori all'interno della mano. La carenza di gradi di libertà comporta l'impossibilità, da parte della mano, di avvolgersi intorno all'oggetto afferrato durante un generico compito di presa.

In base a tali considerazioni, quindi, il problema è quello di ottenere un movimento articolato delle dita, capace di adattarsi alla generica forma dell'oggetto, pur non disponendo di un numero elevato di attuatori in grado di governare i vari gradi di libertà.

Si è trovata una soluzione tale da migliorare l'adattabilità della mano robotica, mantenendo le dimensioni entro livelli accettabili.

La soluzione proposta è quella di utilizzare una particolare tipologia di meccanismi, definiti meccanismi sotto-attuati. Un meccanismo viene detto sotto-attuato se il numero di attuatori è minore del numero di gradi di libertà, ossia gli attuatori vengono sostituiti da elementi elastici passivi o fine corsa meccanici. Questi elementi sono piccoli, leggeri e permettono una riduzione del numero di attuatori.

Quando si applica questo concetto ad un organo di presa, esso conduce all'adattabilità, per cui una mano robotica, che adotta questa soluzione per la movimentazione delle dita, è in grado di avvolgere gli oggetti e di afferrare e di adattarsi alla loro forma e dimensione in maniera automatica e non richiede alcun controllo.

Nell'ambito della robotica sono presenti differenti meccanismi sotto-attuati, possono essere differenziati in base al metodo di trasmissione in:

- Sotto-attuazione basata sulla trasmissione a cavi.
- Sotto-attuazione basata sulla trasmissione con link rigidi.
- Sotto-attuazione basata su meccanismi differenziali.
- Sotto-attuazione mista.

E' stato scelto per il modello proposto dal team di ricerca interno al Dipartimento di Ingegneria Industriale dell'Università "Federico II" di Napoli, una sotto-attuazione basata su meccanismi differenziali; facendo uso di pulegge mobili in cascata per la chiusura della mano e di aste per azionare i tendini antagonisti.

Un meccanismo differenziale è un dispositivo in cui il valore di tre ingressi dinamici distinti agisce in modo tale da bilanciarsi. Questi meccanismi hanno una caratteristica molto importante, hanno la capacità di governare molteplici gradi di libertà' con un solo attuatore combinandolo con elementi elastici freni o fine corsa.



Il sistema differenziale è stato pensato, progettato e realizzato per essere alloggiato all'interno del palmo in modo da ridurre gli ingombri del sistema di attuazione.

Il modello di mano prevede cinque dita, articolabili in varie configurazioni attuate da un unico motore attraverso un sistema di pulegge in cascata, opportunamente dimensionate per trasmettere il movimento alle falangi mettendo in tensione i cavi che fungono da tendini. Ogni falange è composta da 3 elementi rappresentanti rispettivamente distale, mediale e prossimale, unite da cerniere, azionata da un unico tirante anelastico principale (17) che consente una regolazione della forza di presa di un oggetto direttamente dalla forza di tiro con cui viene azionato il tirante anelastico principale (17) aumentando notevolmente la forza di presa rispetto alle protesi attualmente esistenti.

In particolare, il progetto riguarda protesi di mano in cui le cinque dita sono tutte azionate da un unico tirante anelastico [1], costituito da:

- Cinque dita costituite da distale (1), mediale (2), prossimale (3), metacarpo (4) incernierati fra di loro mediante perni (5), rappresentanti rispettivamente le differenti articolazioni di un dito umano.
- Una base (12), su cui vengono fissate le cinque dita costituenti una mano umana;
- Una coppia di carrucole di rinvio (11) fissate alla base (12), per il passaggio del tirante anelastico azionante la chiusura o l'apertura del pollice.
- Un tirante anelastico (9) passante per una carrucola di ripartizione (14) della tensione di presa fra il pollice e l'indice.
- Un tirante anelastico (18) passante per una carrucola di ripartizione (15) della tensione presa fra il dito medio e la tensione di presa contemporaneamente del dito anulare e dito mignolo insieme.
- Un tirante anelastico (19) passante per una carrucola di ripartizione (16) della tensione di presa fra il dito anulare e dito mignolo.

- Un tirante anelastico (20) passante per una carrucola di ripartizione principale (13) della tensione di presa fra pollice e indice, e contemporaneamente fra dito medio, dito anulare e mignolo insieme.
- Un unico tirante anelastico principale (17) che mette in tiro la carrucola di ripartizione principale (13) per la chiusura o apertura di tutte le dita mediante un unico tirante anelastico principale (17).

La presa di un oggetto di forma qualsiasi (21) avviene azionando il tirante anelastico principale (17), mediante la resistenza che ciascun punto di contatto dell'oggetto da prendere offre ad ognuno dei profili (1), (2), (3), (4) incernierati fra di loro, che azionerà la chiusura di ciascun dito, ripartendo la forza di presa in maniera proporzionale alla resistenza offerta su ciascun punto di contatto mediante le carrucole (16), (15) e (14) ed infine dalla carrucola principale (13) azionata dall'unico tirante anelastico principale (17).

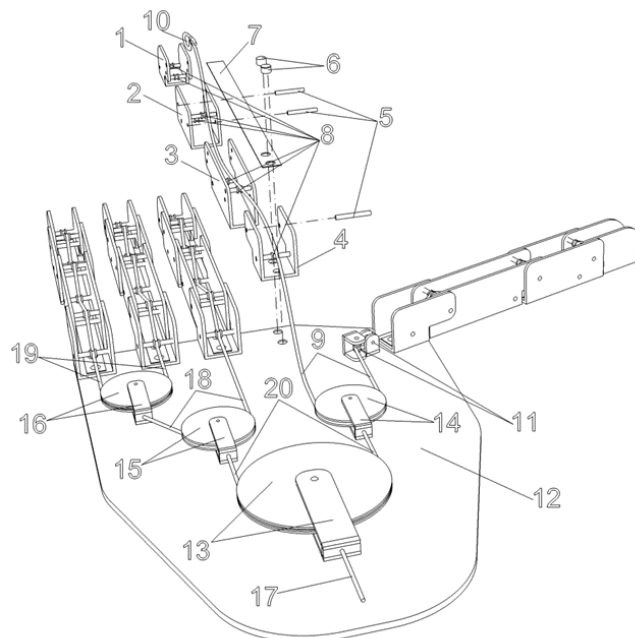


Figura 3-1 Modello prototipo

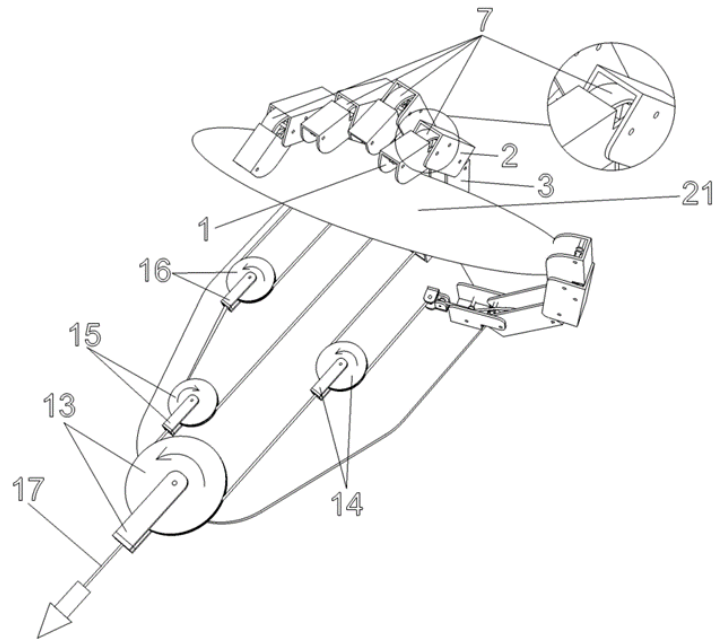


Figura 3-2 Principio di Funzionamento

Il prototipo è stato progettato in ogni singolo componente tramite l'ausilio di un software CAD multi parametrico SolidWorks, con il quale sono state effettuate inoltre prove sui cinematismi, eventuali interferenze e attriti tra le singole componenti, nonché diverse prove dinamiche.



Figura 3-3 Render prototipo finale

La realizzazione del prototipo in esame è stata effettuata riportando i CAD in un formato STL (STereo Lithography interface format oppure Standard Triangulation Language) è un formato di file, binario o ASCII, nato per i software di stereolitografia CAD, in modo tale da essere riprodotto da qualsiasi stampante 3D, abbattendo enormemente i prezzi di riproduzione.

L'adozione di un sistema di trasmissione che sfrutti gruppi di pulegge su cui scorrono elementi flessibili e la riduzione del numero di attuatori remoti, servendosi di elementi elastici a rigidità variabile per i collegamenti, l'uso di una stampante 3D e di un unico attuatore ci permetteranno di raggiungere gli obiettivi prefissati.

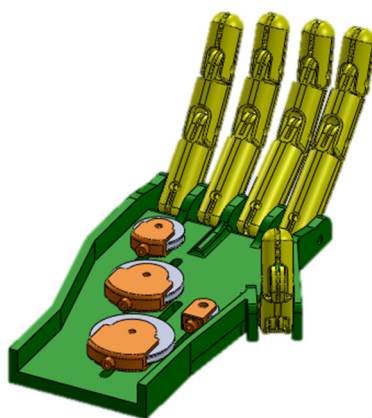


Figura 3-4 Prototipo In ambiente virtuale

3.2. Particolarità peculiari

Scopo dello studio è quindi valutare la possibilità di progettare una protesi di mano piuttosto semplice ed economica, basata su sinergie sotto attuate adattive con l'uso di un singolo attuatore. Soluzione adottata per le seguenti ragioni:

- Un sistema sotto-attuato sembra essere il più semplice, meno costoso e più leggero in peso.
- Un sinergia adattiva con tendini inflessibili permette di afferrare un oggetto esercitando praticamente la stessa forza di presa.

Il sistema viene attivato mediante un unico tendine, supposto inestensibile e collegato all'ultima falange (distale), scorrevole su delle guide fino a un attuatore remoto. A causa della natura del sistema di trasmissione del moto, che determina spostamenti in una sola direzione (tendine funziona solo in trazione), il meccanismo comprende una serie di elementi elastici (molle) che permettono il movimento delle falangi nella direzione opposta (ad esempio, essi permettono al sistema di ritornare nella configurazione allungata quando non vi è più alcuna forza di trazione).

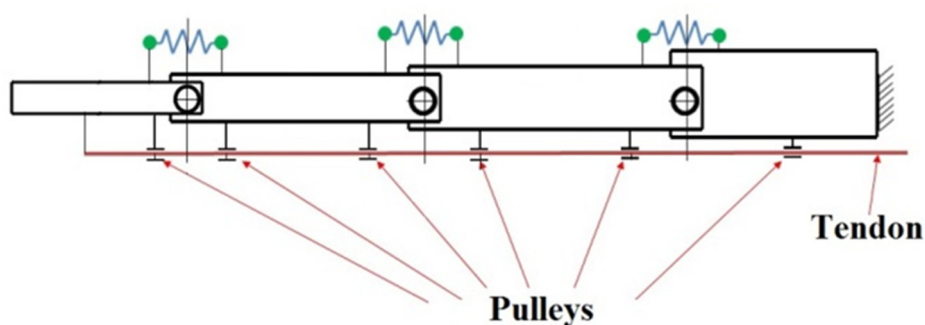


Figura 3-5 Modello Utilizzato per il dito

Gli studi sono stati condotti al fine di determinare sia il comportamento cinematico, sia il comportamento dinamico del dito sotto-attuato.

Il prototipo di mano è stato progettato utilizzando semplici elementi che garantiscono l'economicità e semplicità di funzionamento. In particolare, la mano è composta da cinque dita, ciascuna composta da tre falangi incernierate tra loro mediante perni, che rappresentano le diverse articolazioni di un dito umano. Il dito è chiuso mediante un unico tirante anelastico.

Viene rappresentato lo schema del sistema di carrucole che permette l'auto-adattamento delle dita alla forma dell'oggetto durante l'afferramento con la distribuzione della forza tra le dita della mano [1]. La ripartizione della forza di azionamento F permette di raggiungere una configurazione in cui per ogni dito la componente di forza è pari a:

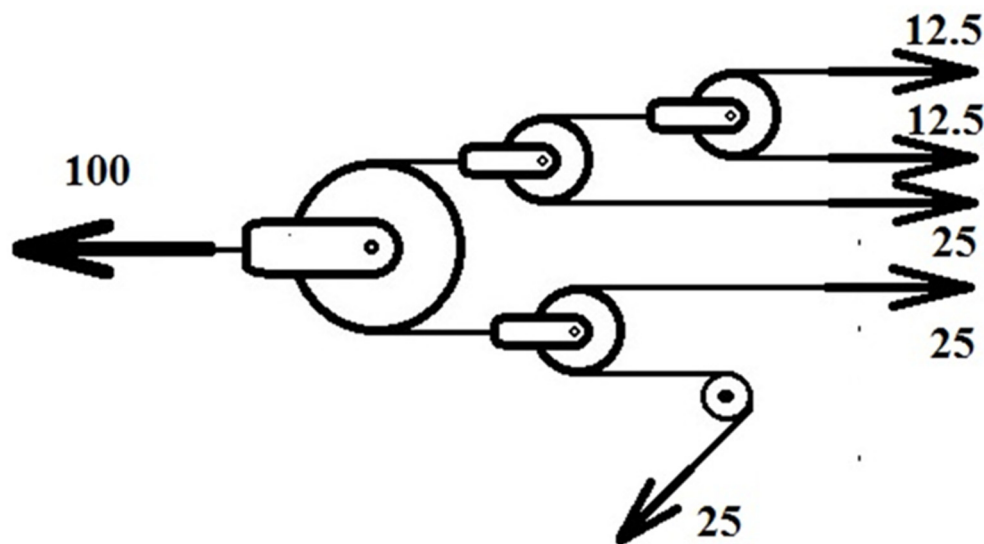


Figura 3-6 Sistema con pulegge scorrevoli

- $F / 4$ sul pollice;
- $F / 4$ sull'indice;
- $F / 4$ sul dito medio;
- $F / 8$ sul dito anulare;
- $F / 8$ sul mignolo.

I tendini, realizzati tramite il tirante anelastico, passando attraverso il sistema di pulegge distribuiscono la tensione di presa tra le dita. In questo modo consente alle dita di poter adattare la presa alle dimensioni e alla forma dell'oggetto afferrato.

La rotazione delle pulegge, infatti, si verifica ad ogni contatto di ciascuna falange con l'oggetto afferrato. Una volta che ciascuna falange entra in contatto con l'oggetto in presa, il dito è allineato in modo tale da stringere l'oggetto e garantirne l'aderenza. Grazie alle pulegge più grandi poste sul palmo della mano, la forza viene distribuita anche alle altre dita; il meccanismo consente di condurre al contatto con l'oggetto ciascuna falange durante la presa.

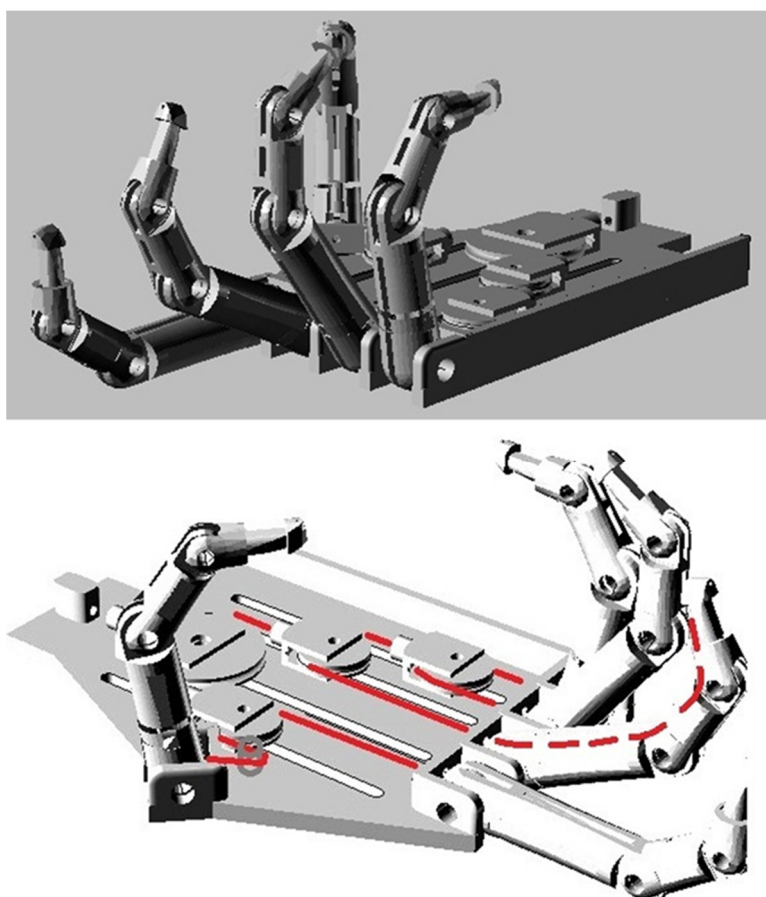


Figura 3-7 Simulazione movimentazione

Nella figura in questione (Fig. 3-8) è visibile il primo prototipo ed il sistema di pulegge e tendini (linea rossa), adattato poi sulle dimensioni e sulle nuove caratteristiche dell'ultimo prototipo (linea azzurra).

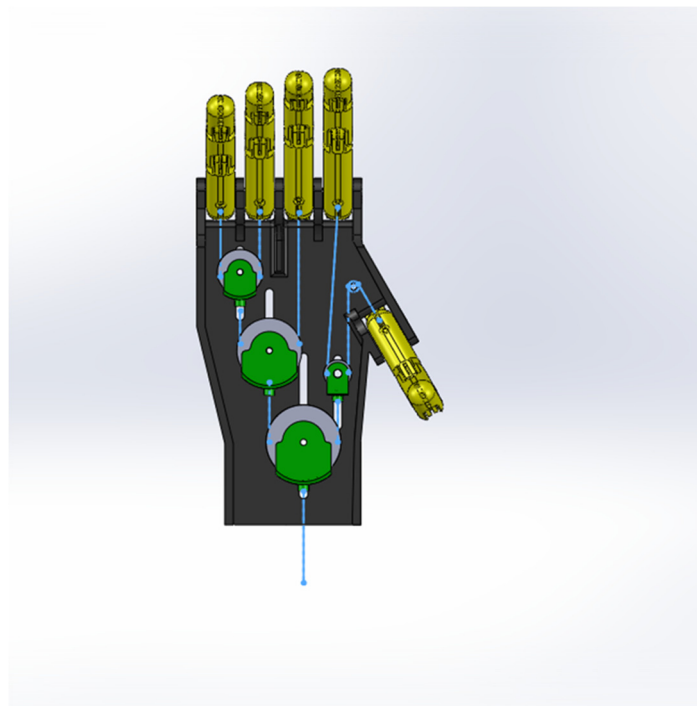


Figura 3-8 Modello differenziale applicato al prototipo

Il modello è costituito essenzialmente da cinque dita; i tendini sono collegati all'attuatore lineare comune mediante bilanciere; ciascun bilanciere rappresenta una delle pulegge del sistema. Poiché le rotazioni dei bilancieri sono molto piccole, la cinematica dei tendini non differisce significativamente da quello del sistema di pulegge.

Nella parte superiore la mano è rappresentata aperta, mentre nella parte inferiore viene rappresentata in fase di presa. Quest'ultima è rappresentata nella simulazione mediante organi fissi neri; questi rappresentano sezioni dell'oggetto in corrispondenza di ciascuna delle dita. Come è possibile osservare, nella simulazione mostrata, le sezioni dell'oggetto sono molto diverse per forma e posizione rispetto al dito.

Nella parte inferiore viene mostrata la presa. Come si può osservare, ciascuna delle dita adatta le proprie falangi alla forma della sezione dell'oggetto. Questo comportamento è consentito perché una volta che un dito smette di toccare l'oggetto, la rotazione di una puleggia (o del bilanciario nella simulazione) non aumenta la spinta del tendine, ma permette agli altri tendini di muoversi fino a che non è raggiunto il contatto delle altre dita. In altre parole, il sistema di pulegge permette che ciascuno dei tendini inestensibile è tirato sempre con la stessa quantità di forza dell'attuatore, ma il suo spostamento è auto-adattato alle rotazione richiesta delle falangi per afferrare quella sezione dell'oggetto.

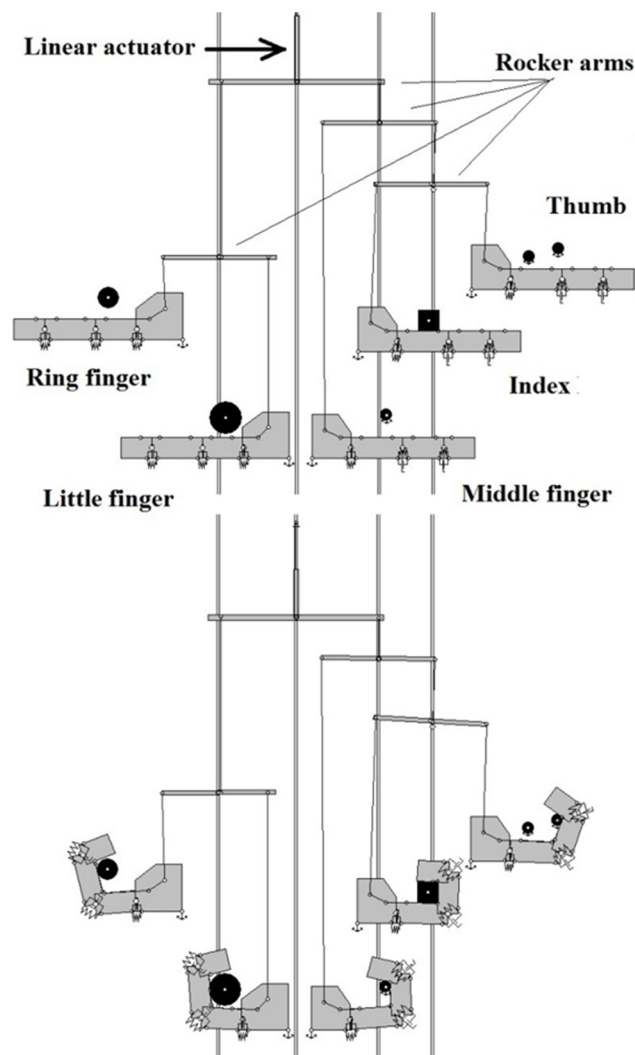


Figura 3-9 Simulazione di apertura e chiusura in fase progettuale

Il disegno della mano è stato studiato anche mediante il codice multi-body WM 2D [1]. E' riportato un esempio dei risultati della simulazione; la tensione nei tendini durante l'afferramento è mostrato nella figura successiva.

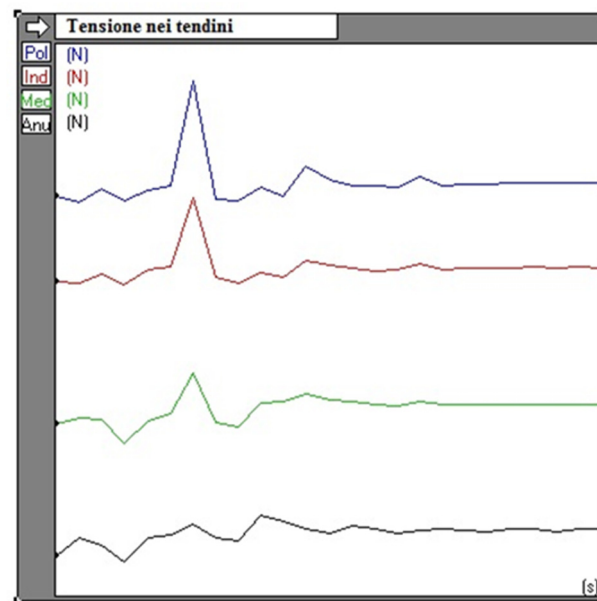


Figura 3-10 Esempio risultati simulazione

Dalla parte superiore della figura le curve rappresentano rispettivamente le tensioni nei tendini il pollice, l'indice, il medio e l'anulare, rispettivamente. Le curve hanno tutti lo stesso ingrandimento e sono equidistanti lungo la verticale.

Come è possibile osservare, nonostante gli effetti dinamici durante il transitorio, la ripartizione delle forze è quella che avevamo previsto.

4. Il dito

Analizzate le caratteristiche principali, nel capitolo precedente, in questo ci soffermeremo sulla modellazione della singola falange, introducendo le equazioni della cinematica utilizzata per gli elementi di attuazione e per quelli antagonisti.

Il meccanismo proposto può consentire di gestire le diverse configurazioni attraverso il controllo di elementi elastici con rigidità variabile. Nel seguito chiameremo con il termine "cerniere" i giunti di collegamento tra i vari componenti della struttura, con il termine "falangi" i collegamenti che costituiscono la struttura rigida del dito e con il termine "tendine" gli elementi che trasmettono il moto da attuatori remoti.

Per studiare in maniera semplice la trasmissione della forza di presa attraverso la forza di tiro applicata al tirante anelastico principale si è dunque studiato per semplicità un unico dito. Essendo il tirante costituito da materiale anelastico, si è ipotizzato che la trasmissione della forza su ciascuna falange avvenga in maniera costante su ciascuna carrucola. [20][21]

Dunque supponendo che tale forza applicata al tirante valga F , si è moltiplicata per ciascun braccio a , b , c ricavando i momenti angolari M_a , M_b ed M_c .

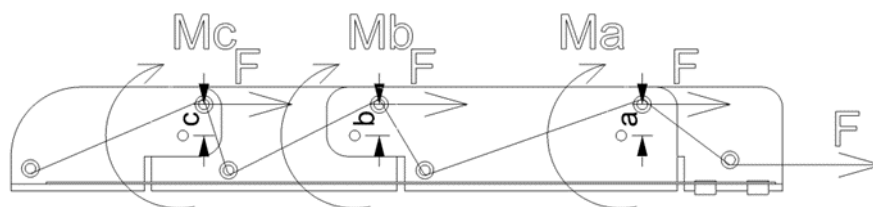


Figura 4-1 Schematizzazione forze e momenti

- $M_a = F \cdot a$
- $M_b = F \cdot b$
- $M_c = F \cdot c$

Le coppie M_a , M_b , M_c , genereranno dei momenti angolari che faranno ruotare ciascuna falange. La rotazione avverrà sino al contatto di ciascuna falange con l'oggetto di presa.

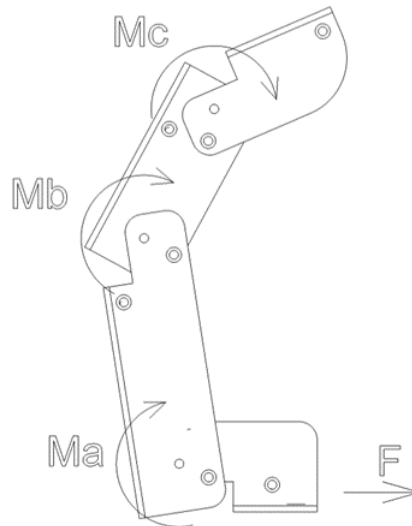


Figura 4-2 Modello falange in fase di chiusura

Quindi la forza verrà ripartita per mezzo delle carrucole esterne verso le altre dita completando così la presa dell'oggetto.

Con riferimento ad un dito articolato che è costituito da falangi collegate da cerniere e azionate mediante tendini, le scelte preliminari da effettuare per un efficace sviluppo degli obiettivi sono legate alla sintesi di configurazione in cui è necessario definire la struttura del sistema in termini di:

- Numero di falangi;
- Numero e posizione dei tendini;
- Numero e posizione delle cerniere;
- Configurazione iniziale del sistema (non deformata).

Si è scelto di studiare, quindi, un meccanismo costituito da tre collegamenti rigidi collegati tra loro mediante due cerniere e tramite una terza collegata al palmo. Di

questi tre collegamenti, uno è fisso, i restanti due sono mobili e costituiscono i collegamenti tra le falangi, rispettivamente tra prossimale e mediale e tra mediale e distale.

Il sistema viene attivato mediante un unico tendine, supposto inestensibile e collegato all'ultima falange (distale), scorrevole su una serie di pulegge fino a un attuatore remoto. A causa della natura del sistema di trasmissione del moto, che determina spostamenti in una sola direzione (il tendine funziona solo in trazione), il meccanismo comprende una serie di elementi elastici (molle) che vengono posizionati in modo da favorire un ritorno automatico alle condizioni iniziali del dito non appena venga a mancare la trazione che agisce sul tendine.

Ai fini dello studio cinematico e dinamico del sistema, occorre definire le posizioni sulla falange in cui posizionare le cerniere, gli elementi elastici e le pulegge.

È stata scelta una configurazione in cui tutte le cerniere sono allineate e disposte in posizione centrale rispetto allo spessore di ciascuna falange, così come le pulegge, che sono anche allineate e disposte centralmente rispetto alla lunghezza di ciascuna falange. Gli elementi elastici, che sono anche allineati e sono inseriti nella struttura in modo da ruotare nei punti di applicazione, essendo sollecitate esclusivamente da trazione.

Le singole dita possono essere viste come un sistema sotto-attuato composto da tre giunti, dei quali uno solo è attivo, mentre gli altri sono passivi, ossia un sistema con un solo grado di libertà e con due gradi sotto-attuati.

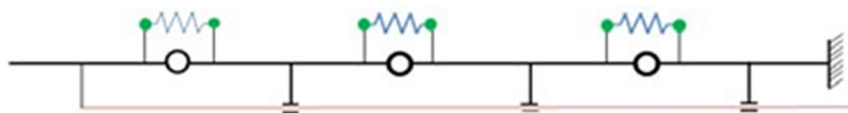


Figura 4-3 Modello semplificato falange

Il notevole vantaggio di questa configurazione sta nel fatto che è possibile ottenere molte diverse posizioni semplicemente regolando la trazione imposta al

tendine: essendo tale tendine incanalato nelle guide collegate alle falangi e fissato su quella distale, è sufficiente che il cavo venga tirato affinché' il dito si chiuda, a partire dall'ultima falange. L'ampiezza di rotazione di ogni giunto durante il movimento è strettamente dipendente dalla rigidità delle molle, poste sul lato opposto delle cerniere, che operano in modo antagonistico per garantire che il dito ritorni infine nella posizione iniziale.

4.1. Modello cinematico [1]

In questo paragrafo mostreremo il modello cinematico utilizzato per la generica falange (i-esima) sviluppata, per la quale sono stati individuati i seguenti punti:

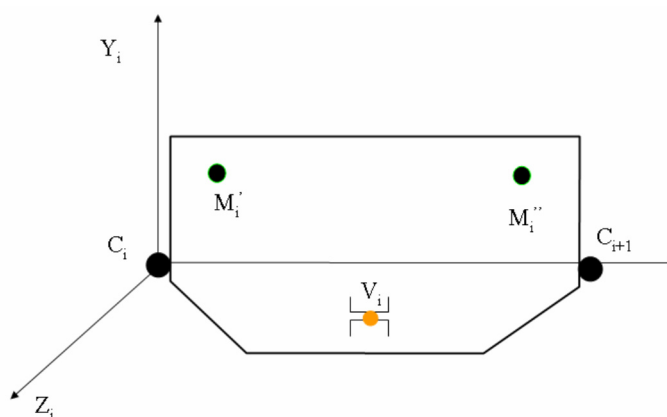


Figura 4-4 Modello singola falange

- $C_i (X_{Ci}, Y_{Ci}, Z_{Ci})$ = cerniera con la falange precedente nel Sistema di riferimento (X_i, Y_i, Z_i) ;
- $C_{i+1} (X_{Ci+1}, Y_{Ci+1}, Z_{Ci+1})$ = cerniera con la falange precedente nel Sistema di riferimento (X_i, Y_i, Z_i) ;
- $M'_i (X_{M'i}, Y_{M'i}, Z_{M'i})$ = punto di accoppiamento dell'elemento elastico i-esimo con la falange precedente nel Sistema di riferimento (X_i, Y_i, Z_i) ;
- $M''_i (X_{M''i}, Y_{M''i}, Z_{M''i})$ = punto di accoppiamento dell'elemento elastico i-esimo con la falange precedente nel Sistema di riferimento $(X_{i+1}, Y_{i+1}, Z_{i+1})$;

- $V_i (X_{Vi}, Y_{Vi}, Z_{Vi})$ = punto di accoppiamento con la puleggia tramite il canale di passaggio del tendine nel sistema di riferimento (X_i, Y_i, Z_i) ;

Vediamo ora come è possibile andare a modellare i tendini azionatori e gli elementi elastici per la configurazione dei movimenti ammissibili.

4.1.1. Modellazione tendine

Date due falangi contigue (i-1), (i) è possibile determinare il triangolo formato da (C_i) , (V_i) , (V_{i-1}) mostrato in figura. Poiché i punti (V_i) e (V_{i-1}) sono fissati rispetto al (C_i) , nel triangolo formato dai medesimi, le lunghezze dei due lati $(V_i C_i)$ e $(V_{i-1} C_i)$ sono costanti per qualsiasi configurazione, mentre il terzo lato, identificato dal tendine, varia con la rotazione della falange (i).

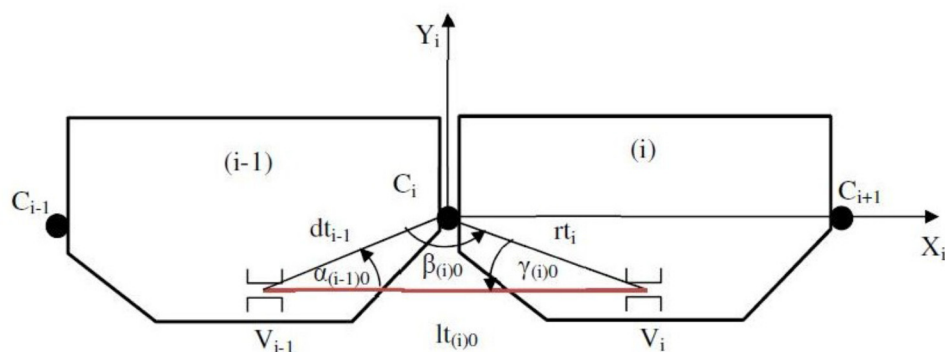


Figura 4-5 Configurazione iniziale

E' possibile, inoltre, quantificare in che misura ogni tendine viene raccorciato durante una presa attraverso dei semplici calcoli geometrici: si considerano inizialmente le singole falangi e si effettua il calcolo della variazione di lunghezza del segmento $l_{(i)0}$ (evidenziato in rosso) dalla posizione iniziale a quella raggiunta al termine del movimento.

Considerando le due configurazioni, se Θ_i è l'angolo di rotazione della falange (i-esima), determinato che questo può ruotare solo in senso orario e si suppone che le cerniere e le pulegge sono allineate tra loro, è possibile definire nella configurazione indeformata, ossia per $\Theta_i = 0$:

$$lt_{(i)0} = \sqrt{dt_{i-1}^2 + rt_i^2 - 2dt_{i-1} \cdot rt_i \cos\beta_{(i)0}}$$

Dove si è indicato con $\beta_{(i)0} = \pi - \alpha_{(i-1)0} - \gamma_{(i)0}$

Quando $\Theta_i > 0$ ci troviamo nella configurazione deformata, possiamo calcolare nuovamente con la stessa relazione la lunghezza del tendine $lt_{(i)\Theta}$, la differenza tra le lunghezze del tendine nella configurazione indeformata $lt_{(i)0}$ e la lunghezza del tendine in configurazione deformata $lt_{(i)\Theta}$ rappresenta l'accorciamento "locale" del tendine $\Delta lt_{(i)\Theta}$

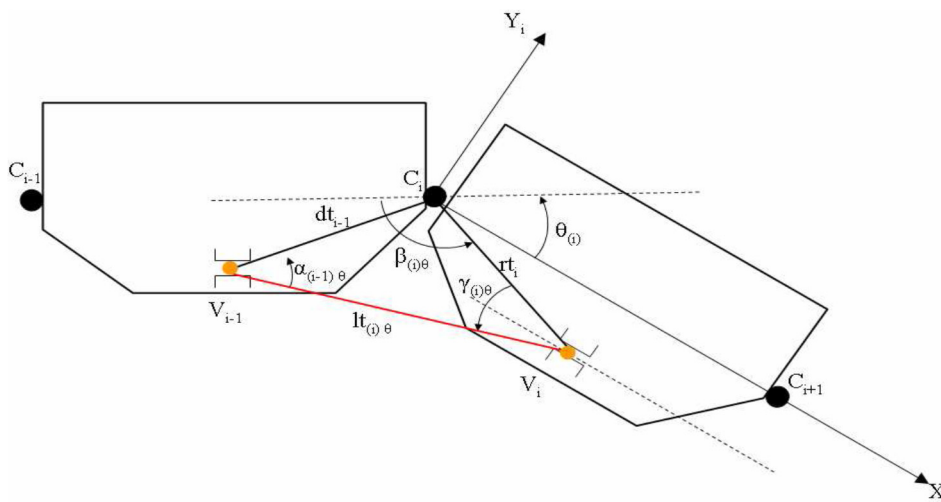


Figura 4-6 Configurazione raggiunta al termine del movimento

$$\Delta lt_{(i)\Theta} = lt_{(i)0} - lt_{(i)\Theta}$$

Il calcolo può essere ripetuto per tutte le falangi del meccanismo articolato, valutando quindi "localmente" gli accorciamenti del tendine causati dalle rotazioni

attorno ciascuna delle tre cerniere e la cui somma costituisce il totale accorciamento del tendine nella configurazione deformata della catena cinematica.

Se n è il numero di cerniere, l'accorciamento totale del tendine è:

$$\Delta l_{(Tot)g} = \sum_{i=1}^n \Delta l_{(i)g}$$

4.1.2. Modellazione elementi elastici

Un discorso analogo si può fare per quanto riguarda la misurazione del grado di estensione degli elementi elastici in concomitanza con il raccorciamento dei tendini: anche in questo caso, infatti, si parte dallo schema geometrico delle singole falangi e si valuta il segmento $lm_{(i), \Theta}$.

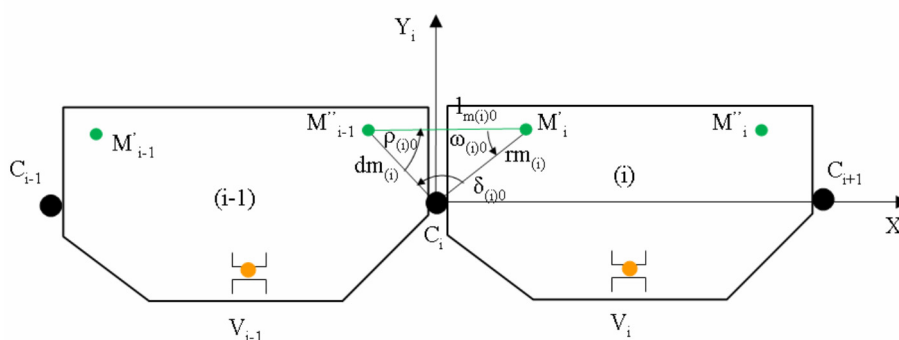


Figure 4-7 Configurazione iniziale

Come nel caso precedente consideriamo le due configurazioni, quella indeformata per cui $\Theta_i = 0$:

$$lm_{(i)0} = \sqrt{dm_{(i)}^2 + rm_{(i)}^2 - 2dm_{(i)} \cdot rm_{(i)} \cos \delta_{(i)0}}$$

Dove si è indicato con $\delta = \pi - \rho_{(i)0} - \omega_{(i)0}$

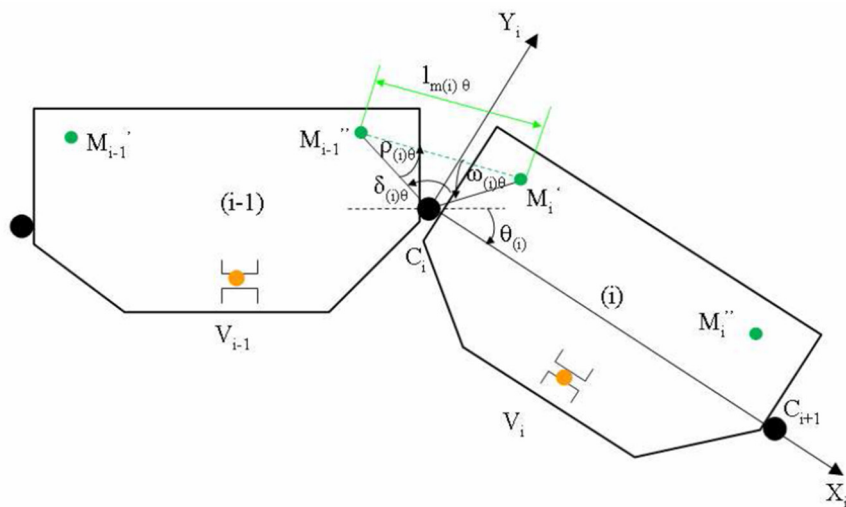


Figure 4-8 Configurazione raggiunta al termine del movimento

Quando $\Theta_i > 0$ ci troviamo nella configurazione deformata, possiamo calcolare nuovamente con la stessa relazione la lunghezza dell'elemento elastico $l_{m(i)\Theta}$, la differenza tra le lunghezze dell'elemento elastico nella configurazione indeformata $l_{m(i)0}$ e la lunghezza in configurazione deformata $l_{m(i)\Theta}$ rappresenta l'allungamento "locale" dell'elemento elastico $\Delta l_{m(i)\Theta}$.

$$l_{m(i)\Theta} = \sqrt{dm_{(i)}^2 + rm_{(i)}^2 - 2dm_{(i)} \cdot rm_{(i)} \cos \delta_{(i)\Theta}}$$

$$\Delta l_{m(i)\Theta} = l_{m(i)\Theta} - l_{m(i)0}$$

4.1.3. Studio dinamico

Considerando la struttura del dito, per lo studio dinamico del meccanismo si farà riferimento alla convenzione "Denavit e Hartenberg" per la disposizione dei sistemi di riferimento associati a ciascuna falange.

In figura è rappresentata la disposizione adottata dei sistemi di riferimento, e i pedici "M", "p", "m", "d" identificano i quattro set di riferimento, rispettivamente solidali al metacarpo, alla falange prossimale, alla falange mediale e alla falange distale.

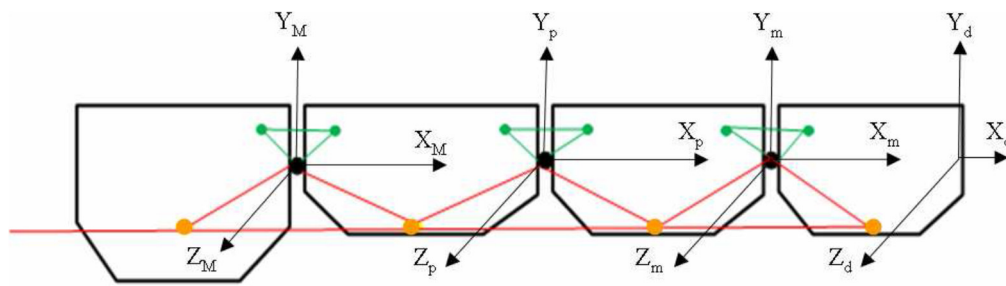


Figure 4-9 Schema geometrico del dito

Mediante la convenzione di "Denavit e Hartenberg" è possibile identificare le matrici di trasformazione che descrivono le relazioni fra le varie parti della struttura meccanica che sono in moto relativo.

In particolare, per due falangi (i-1) e (i), la matrice $[{}^{i-1}A_i]$ definisce la trasformazione tra due sistemi di riferimento (i-1) e (i) solidali con le falangi. In questo modo il rapporto tra la falange distale e il metacarpo è descritta attraverso la seguente matrice:

$$[{}^MA_d] = [{}^MA_p] \cdot [{}^pA_m] \cdot [{}^mA_d]$$

5. Studi preliminari

Deciso il modello da utilizzare per i cinematismi di ogni singola falange, sono state effettuate diverse prove con l'ausilio del calcolatore per verificare l'effettiva applicabilità del sistema. In particolare la prima verifica è stata effettuata con il software Working Model 2D che ha permesso di valutare l'adattabilità della presa a diversi oggetti da afferrare, sono state effettuate poi prove per verificare la forza minima per permettere la chiusura del dito, e i parametri da utilizzare affinché la chiusura avvenga in modo corretto dal prossimale al distale.

In figura 5-1 mostriamo come la presa si adatti ad un oggetto, notiamo in alto le dita in configurazione aperta, mentre in basso in configurazione chiusa. Per simulare oggetti di diversa forma e grandezza si è scelto un cubo e una sfera collegati da una corda, e per ogni falange è stata variata sia la posizione che la dimensione, proprio per dimostrare l'adattamento della configurazione in base all'oggetto. Le pulegge in questo caso sono sostituite da aste (il principio di funzionamento resta invariato).

I risultati della simulazione cinematica [1], mostrano chiaramente come il meccanismo permetta al dito di afferrare correttamente qualsiasi sezione di un oggetto, questo grazie alla rotazione delle pulegge (aste) e al corretto posizionamento delle guide per i tendini azionatori. Working Model 2D ha anche permesso di determinare le forze d'inerzia delle falangi durante la presa dell'oggetto, riportato in figura 5-2, dalla quale è possibile osservare che la massima forza esercitata da ogni falange ha valori che variano tra 1N e 2N indipendentemente dalla posizione che assume nell'afferrare. Ciò suggerisce che la massima forza esercitata sull'oggetto può essere facilmente controllata regolando la forza che esercita l'attuatore.

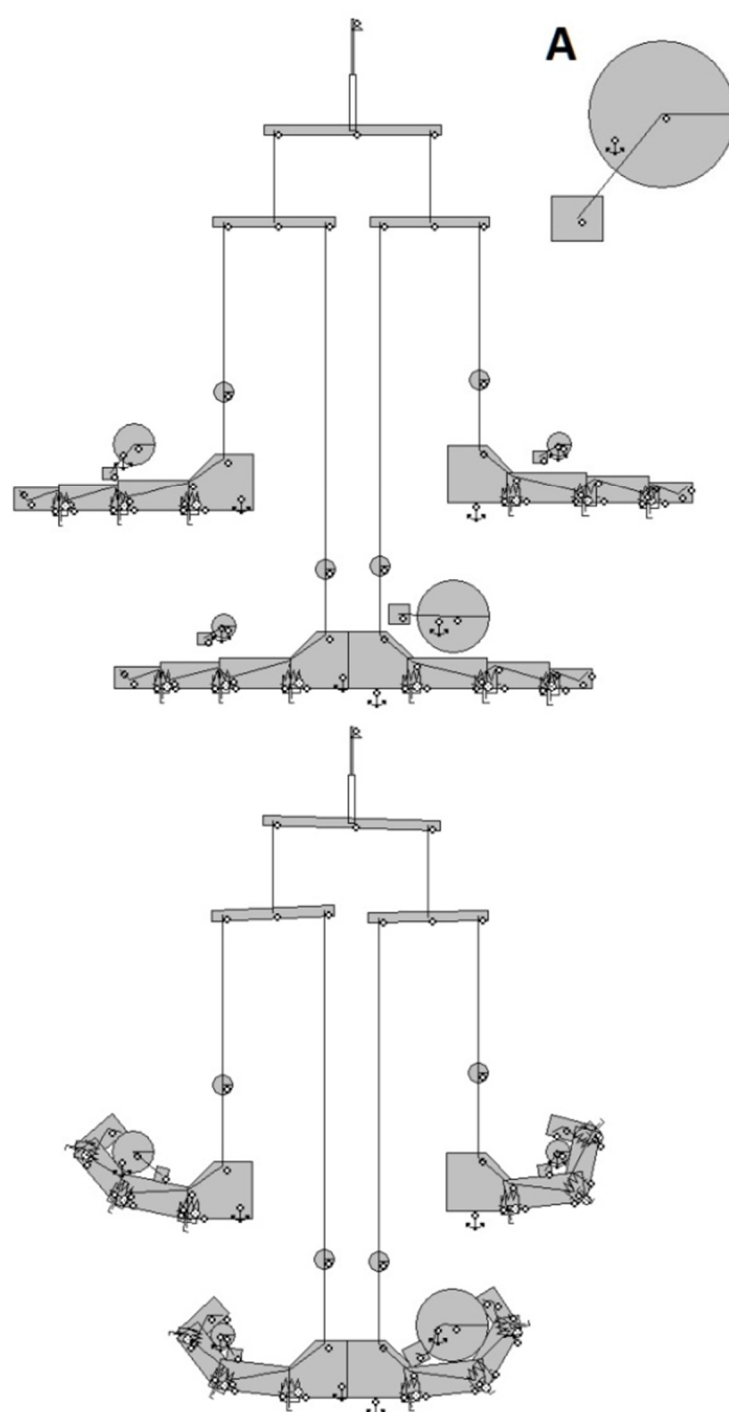


Figura 5-1 Working Model simulation

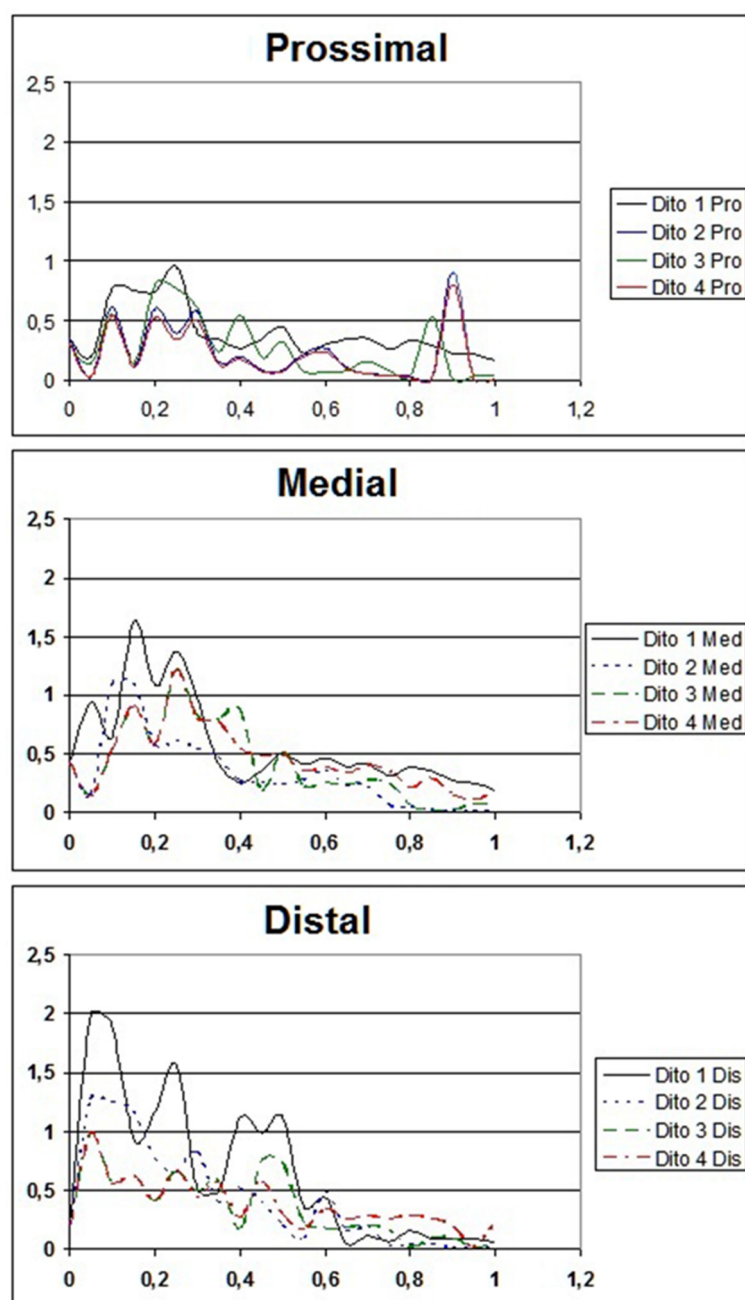


Figura 5-2 Working model risultati simulazione



Partendo da una configurazione indeformata iniziale, in cui il tendine ha una certa lunghezza, se le tre rotazioni delle falangi vengono assegnate, il tendine si accorcia di una quantità che dipende dalle rotazioni imposte, dalle posizioni delle pulegge e cerniere e dalle caratteristiche di elasticità degli elementi. Proprio per queste dipendenze non basta assegnare solo l'accorciamento del tendine; con lo scopo di studiare il nostro meccanismo, una cinematica che può essere completamente controllata da un unico attuatore, è stato sviluppato un modello del dito articolato con un software di modellazione, simulazione e analisi multi-dominio di un sistema dinamico.

Lo sviluppo del modello può essere suddiviso in tre diverse fasi. Nella prima fase, è stata riprodotta la struttura meccanica semplicemente per mezzo di blocchi predefiniti a simulare gli elementi, cerniere e molle. Nella seconda fase il modello del tendine è stato studiato, introducendo relazioni geometriche che permettono di calcolare le componenti delle forze che il tendine applica al sistema attraverso le pulegge. La terza fase coinvolge lo sviluppo di strategie per il controllo della forza e della rigidità degli elementi elastici di trazione, per ottenere la configurazione ottimale di tutta la struttura.

La simulazione del tendine e delle pulegge che muovono il meccanismo, è stabilita calcolando le forze che le pulegge trasmettono sulla struttura grazie alla forza di trazione del tendine. Dalla figura seguente, è anche possibile valutare l'accorciamento locale per ogni tendine rispetto a ciascuna falange e l'accorciamento totale relativo all'intero dito.

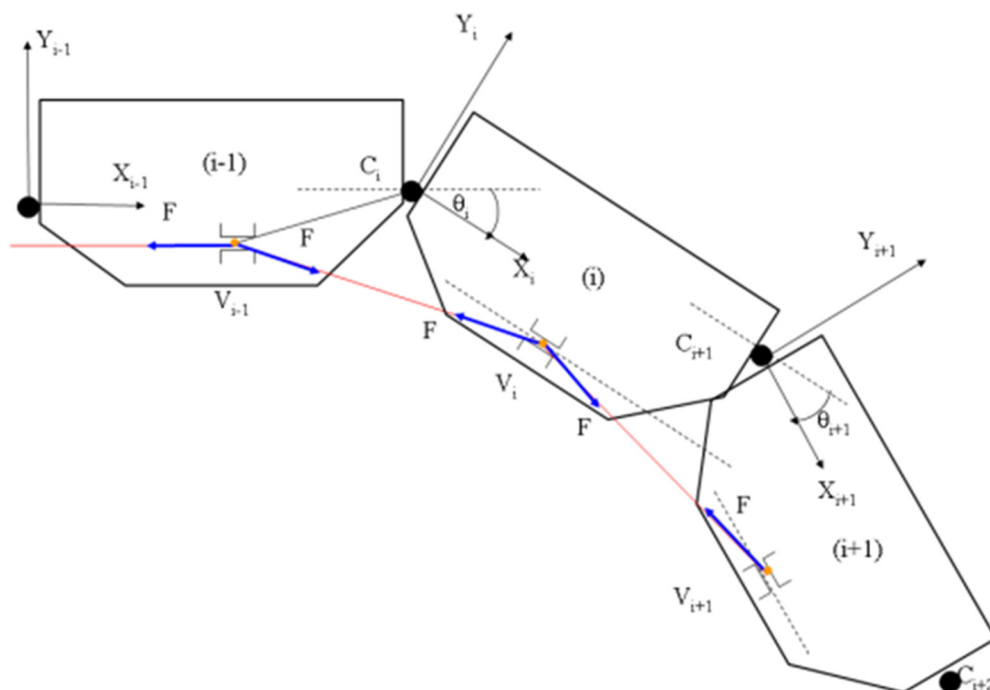


Figura 5-3 Azione del tendine

Usando le equazioni viste nell'analisi del modello cinematico:

$$dt_{i-1} = \sqrt{(x_{ci} - x_{vi-1})^2 + (y_{ci} - y_{vi-1})^2}$$

$$\alpha_{(i-1)\vartheta} = \arccos\left(\frac{lt_{(i)\vartheta}^2 + dt_{(i-1)}^2 - rt_{(i)}^2}{2 \cdot lt_{(i)\vartheta} \cdot dt_{(i-1)}}\right)$$

$$\gamma_{(i)\vartheta} = \arccos\left(\frac{lt_{(i)\vartheta}^2 + rt_{(i)}^2 - dt_{(i)}^2}{2 \cdot lt_{(i)\vartheta} \cdot rt_{(i)}}\right)$$

Posso calcolare la forza di trazione del tendine. La configurazione del dito è controllata utilizzando quattro controller separati. Uno è applicato alla forza di trazione per controllare l'accorciamento totale del tendine, le altre tre sono applicate alla rigidità degli elementi elastici posizionati sulle nocche, controllando le tre singole rotazioni delle falangi.

La prima simulazione è stata effettuata considerando un sistema in cui la forza di trazione del tendine è variabile e controllata, mentre la rigidità degli elementi elastici è costante. (Figura 5-4)

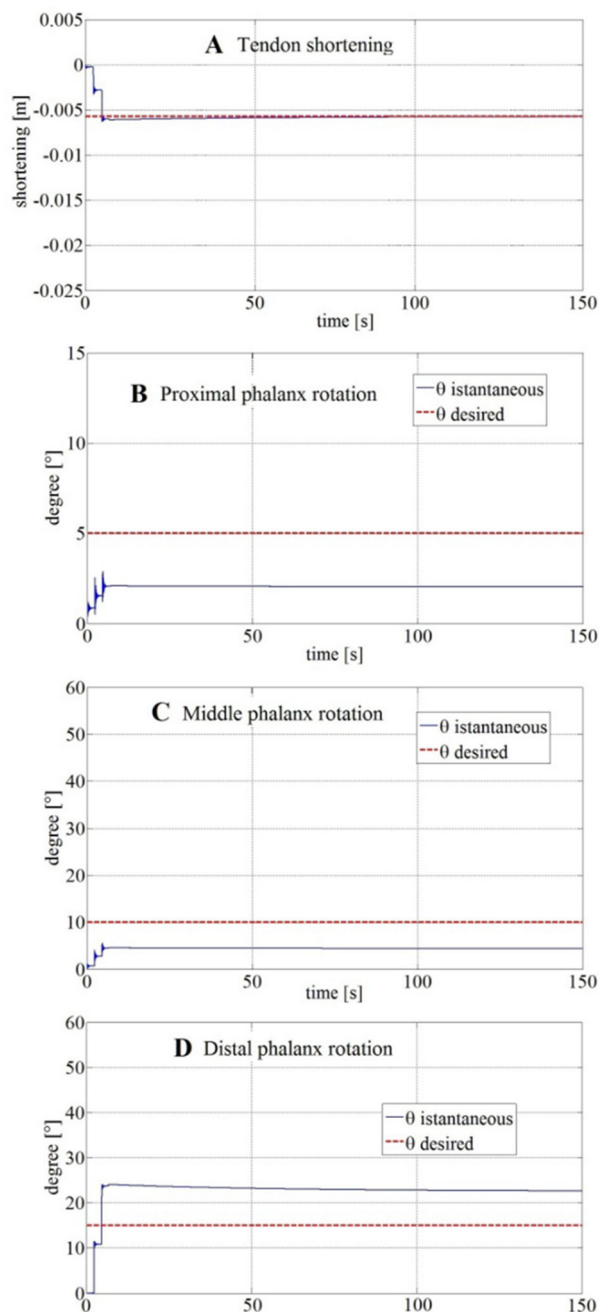


Figura 5-4 Risultati di simulazione con forza di trazione controllata e rigidità costante



I valori diagrammati in figura evidenziano l'impossibilità di ottenere una qualsiasi configurazione assegnando e controllando soltanto la quantità di cui il tendine deve essere ridotta.

Nella seconda simulazione infatti manteniamo costante la forza di trazione del tendine (15N e 10 N) e la rigidità degli elementi elastici sono variabili e controllate.

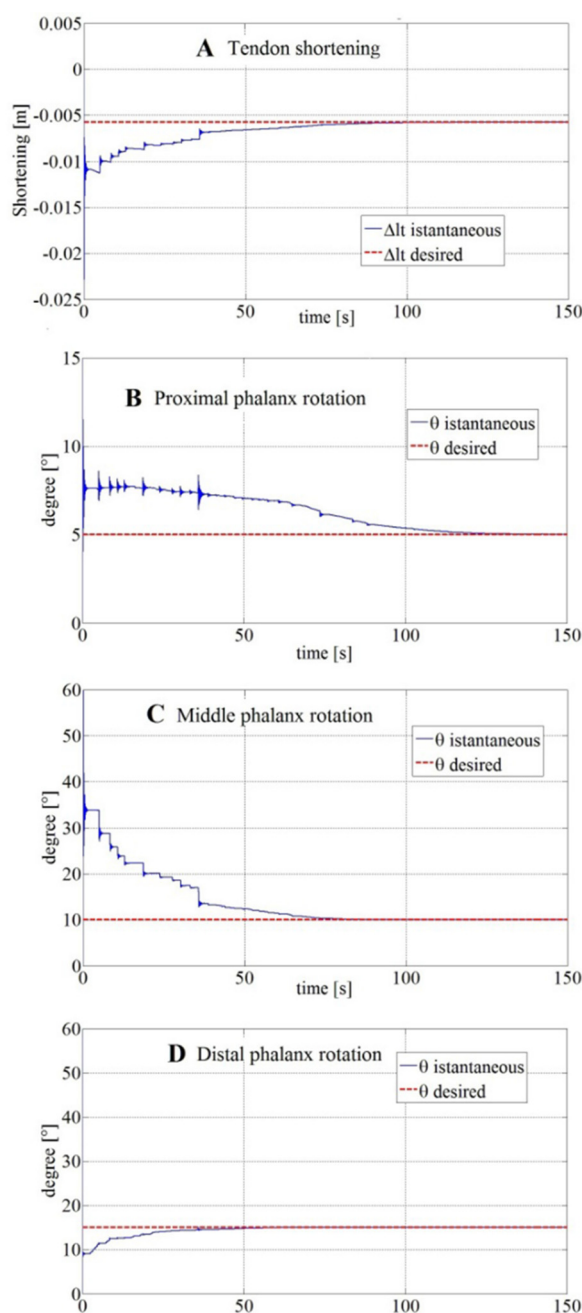


Figura 5-5 Risultati simulazione con forza di trazione costante (15N) e rigidità controllata

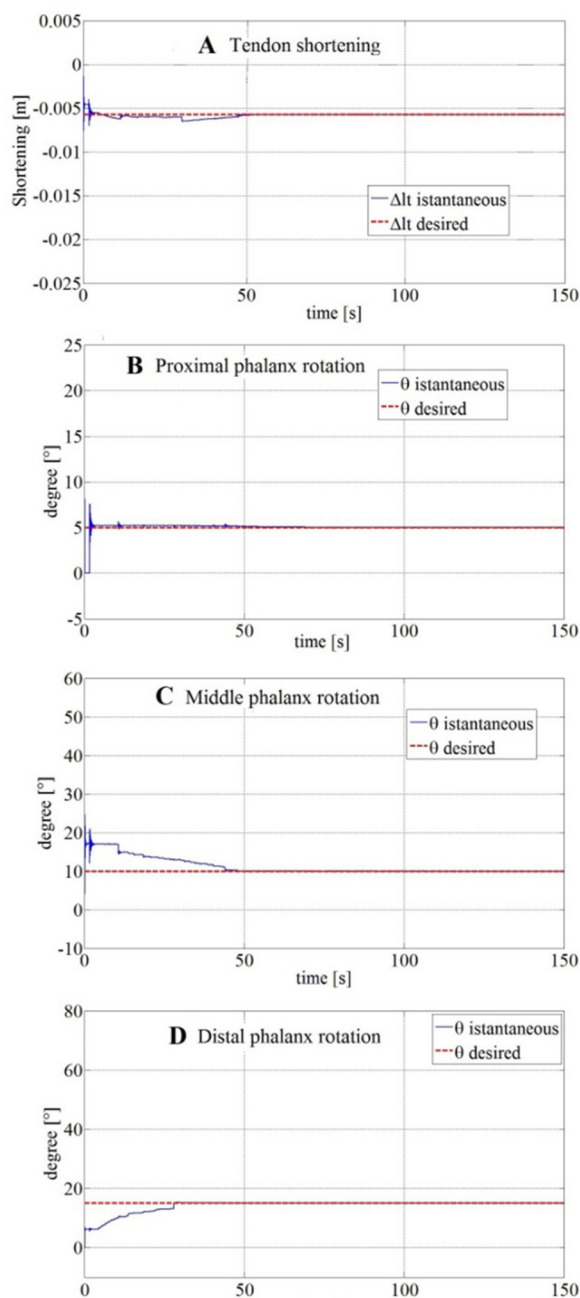


Figura 5-6 Risultati simulazione con forza di trazione costante (10N) e rigidità controllata

Utilizzando una forza di 15 N (prima) e di 10 N (dopo) questi sono i risultati, variando la rigidità al fine di controllare le tre rotazioni delle falangi richieste, il sistema raggiunge la configurazione desiderata. Confrontando i risultati ottenuti con i due diversi valori di forze di trazione, si può osservare che la differenza



principale riguarda la durata del transitorio, che, nel caso di una forza di trazione di 10N, sembra essere più breve, questo significa che per ogni configurazione desiderata esiste un ideale valore della forza che permette al sistema di rispondere in maniera ottimale, ma significa anche che ripetendo la simulazione con valori bassi di forza di trazione esistono casi in cui il sistema non riesce a raggiungere la configurazione desiderata.

Infine nella terza simulazione effettuata sono variabili e controllati sia la forza di trazione che gli elementi elastici. I risultati della simulazione (Figura 5-7) indicano che l'azione combinata di due sistemi di controllo è efficace, anche se la durata del transitorio aumenta. Con il doppio controllo è anche possibile realizzare diverse configurazioni con la stessa forza di trazione applicata. I risultati hanno evidenziato come la condizione da preferire, per avere una presa più precisa nel maggior numero dei casi, sia quella di una forza di trazione ed una rigidità degli elementi elastici entrambe variabili: l'inconveniente dei tempi di transitorio allungati può essere agevolmente superato prevedendo un sistema di controllo più complesso e performante di quello utilizzato in fase di sperimentazione cioè un sistema PID (controllo Proporzionale Integrato comunemente abbreviato come **PID**, è un sistema in retroazione negativa ampiamente impiegato nei sistemi di controllo).

Un'ulteriore analisi effettuata ha permesso di identificare il valore della forza necessaria ad ottenere la completa chiusura del dito, nel primo caso consideriamo per semplicità le falangi tutte della stessa lunghezza (Tab. 5-1), la guida del tendine è allineata per le tre falangi, e le distanze tra le cerniere per ogni falange è costante, i valori di costanti elastiche e di smorzamento sono le minime per contrastare la forza di gravità. Nella figura 5-8 sono riportate le rotazioni delle tre falangi, si osserva che con una forza di 5 o 6 N non è possibile ottenere la completa chiusura delle falangi.

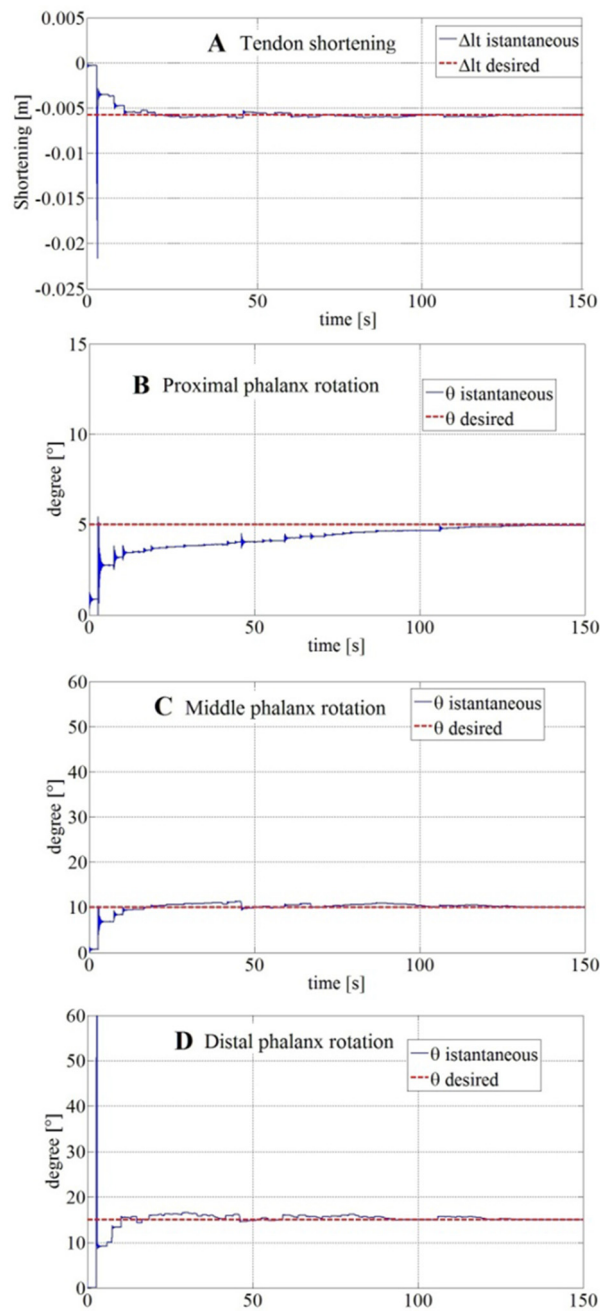


Figura 5-7 Risultati di simulazione con forza di trazione e rigidità controllata



phalanx	Mass (kg)	Length (m) - distance between previous and next hinge
proximal	0.01	0.045
medial	0.01	0.045
distal	0.01	0.045

Tabella 5-1 Parametri modello falangi uguali

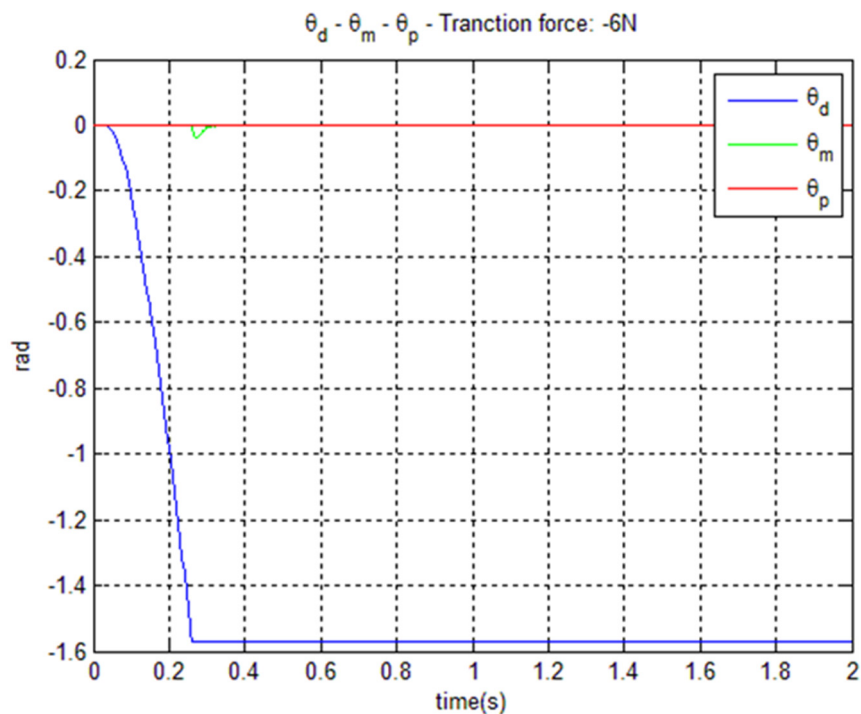


Figura 5-8 Rotazioni Con Forza di trazione 6N

Una forza di trazione di 7,5N permette la chiusura completa del dito, come mostrato in figura 5-9.

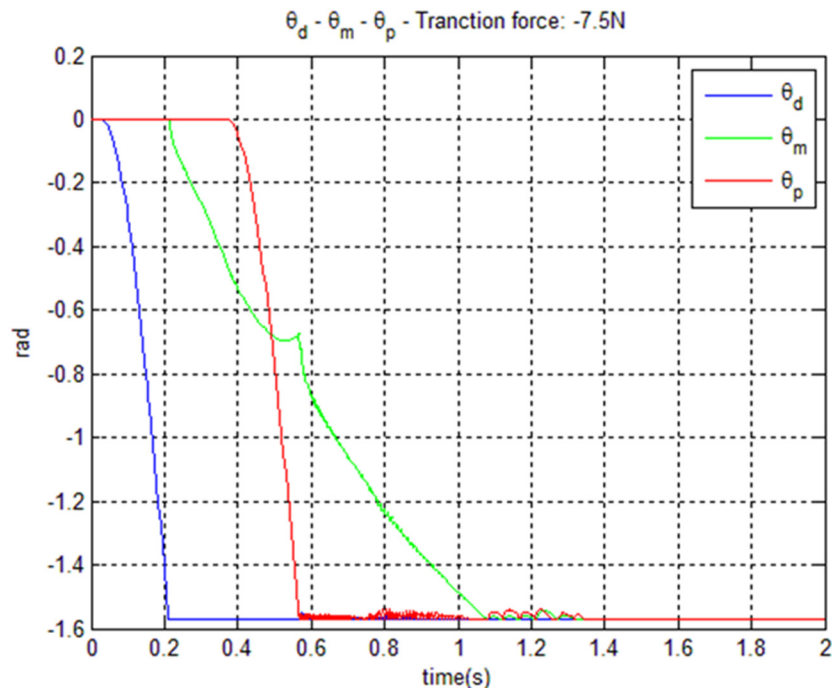


Figura 5-9 Rotazioni con forza di trazione 7,5N

Si può osservare che le falangi hanno una precisa sequenza di chiusura, in questo caso si chiude prima il distale, successivamente il mediale e poi il prossimale, ma in questo modo la presa dell'oggetto sembra inadeguata. Mediante il modello dinamico è stato possibile studiare diverse sequenze di chiusura, in particolare la possibilità di ottenere una dinamica che permetta la chiusura prima del prossimale poi del mediale ed infine il distale. Per ottenere questo particolare tipo di comportamento, è stato necessario modificare i momenti che agiscono sulle falangi, variando le distanze tra le guide dei tendini ed il centro delle cerniere (4 o 5,5 mm) e mantenendo costante la forza di trazione.

Diverse prove effettuate, variando i parametri hanno portato a risultati desiderati, ma affetti da fenomeni di instabilità, per prevenirne l'occorrenza è possibile settare il limite di chiusura del distale.



Mantenendo costanti i valori di precarico delle molle del tendine antagonista, sono stati ripetuti i test appena visti, variando in questa occasione la lunghezza delle tre falangi, scegliendo i parametri simili a quelli di un dito umano. (Tab. 5-2)

phalanx	Mass (kg)	Length (m) - distance between previous and next hinge
proximal	0.01	0.045
medial	0.0055	0.030
distal	0.0030	0.025

Tabella 5-2 Parametri modello con falangi differenti

Il comportamento dinamico del modello è differente da quello visto in precedenza, infatti per stessi valori di trazione, come mostrato in figura 5-10, la sequenza di chiusura occorre qualche istante prima (circa 0.2 secondi prima).

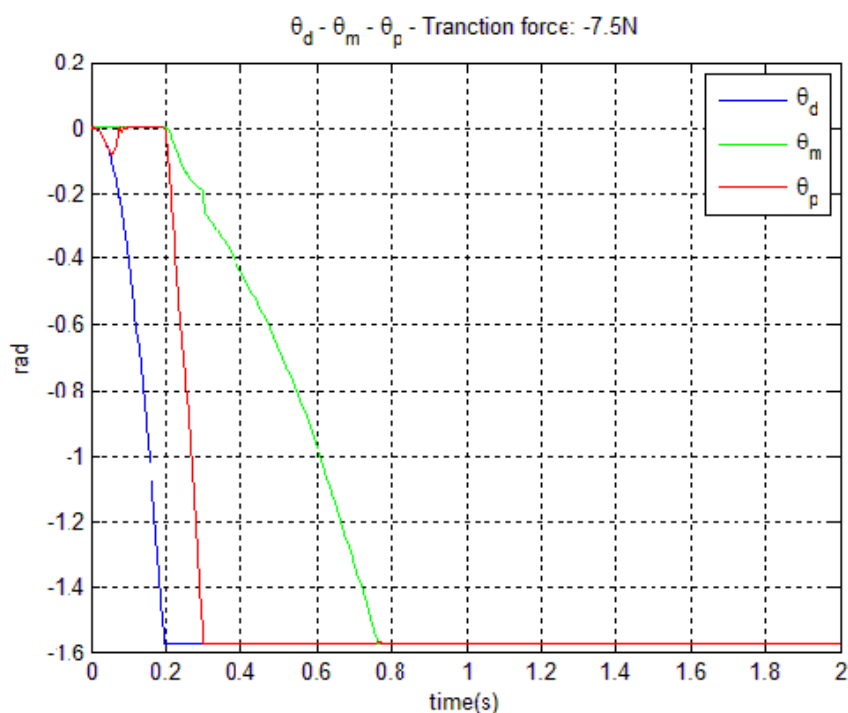


Figura 5-10 Comportamento con forza di trazione 7,5 N

Per quanto riguarda la sequenza di chiusura si fanno gli stessi accorgimenti visti in precedenza, la distanza delle guide del tendine dal centro delle cerniere è di circa 5 mm, ed anche in questo caso per evitare fenomeni di instabilità è stato settato il limite di chiusura della falange distale a -45° .

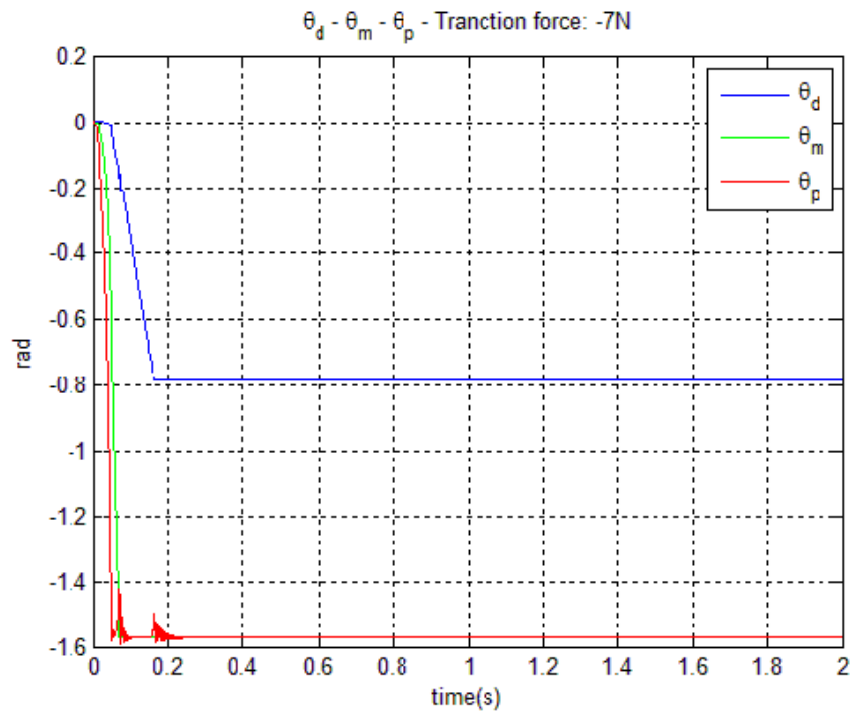


Figura 5-11 Comportamento dinamico dito con limite di chiusura del distale a -45°

Ulteriori analisi sono state affrontate attraverso un software di prototipazione rapida multi parametrico Solid Works. Attraverso questo strumento si sono trovati i valori ideali da far assumere agli elementi elastici di ogni falange; si sono analizzate le direzioni delle forze usate per simulare il tendine attuatore che permetterà l'adduzione;

L'analisi è stata svolta andando ad isolare una singola falange, adagiata su un supporto, in luogo del tendine antagonista si sono utilizzate tre molle con diversa rigidità, in luogo del tendine attuatore si è pensato a tre forze applicate nei canali

di scorrimento del tendine e aventi direzione e modulo che simulano perfettamente il comportamento del modello reale (Fig. 5-12).

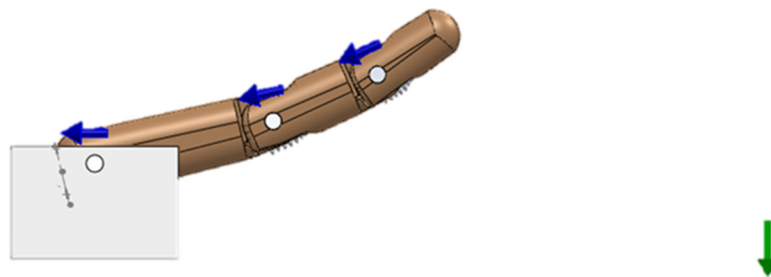


Figura 5-12 Simulazione ambiente virtuale

I valori utilizzati per la lunghezza e la massa delle falangi sono mostrati in Tabella 5-3. I valori di rigidezza degli elementi elastici sono stati ricercati mediante un toolbox di Solid Works “analisi del movimento”, che permette la simulazione cinematica del modello. In principio si è studiata la risposta del sistema sotto forza di gravità, facendo variare i valori di rigidità delle molle e visualizzando tra i diversi set quale permetteva in modo più efficace la stabilità del sistema. Con valori inferiori di 10000 N/m per il prossimale, la forza di gravità era sufficiente a portare il dito in una posizione non gradita, ossia oltre l’asse del palmo. Valori ottimali per la rigidità degli elementi elastici sono ripostati nella Tabella successiva.

Phalanx	Mass (kg)	Length (m) - distance between previous and next hinge	Stiffness (N/m)
proximal	0.01	0.045	15000
medial	0.0055	0.030	5000
distal	0.0030	0.025	1100

Tabella 5-3 Valori utilizzati per l’analisi.

Una volta trovato il set di valori ideali da far assumere agli elementi elastici, si è passati alla ricerca del valore della forza minima per il tendine attuatore per permettere la completa chiusura della falange in assenza di oggetti da afferrare.

Abbiamo utilizzato gli stessi parametri dimensionali e gli stessi valori di rigidità per gli elementi elastici ricavati precedentemente tenendo conto della forza di gravità (Tabella 5-3). Inoltre è stato simulato l'attrito dinamico per ogni cerniera inserendo un coefficiente di attrito dinamico pari a $\mu=100$ e una forza applicata $F=9\text{N}$. Dalle figure 5-13 a, b, c si può osservare il verso delle forze sulle tre falangi che simulano l'azionamento del tendine attuatore.

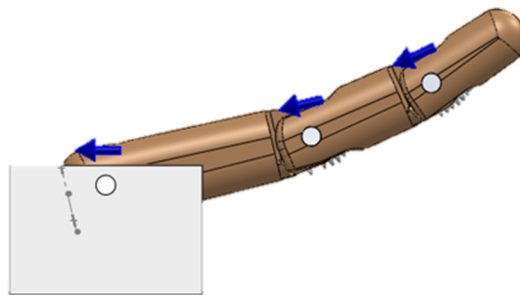


Figura 5-13a Simulazione chiusura

La simulazione effettuata mostra chiaramente come la direzione delle forze vari per gli elementi sotto attuati in corrispondenza della posizione raggiunta dal dito. Il prossimale, l'elemento su cui praticamente viene applicata la forza, (Fig.5-13a) sarà il primo a raggiungere la sua posizione limite, la forza in questo caso ha sempre una componente parallela al piano del palmo ed è diretta verso l'oggetto da afferrare, sarà l'unica a mantenere la direzione costante nel tempo.

Successivamente (Fig. 5-13b) le forze continueranno ad agire sugli elementi sotto attuati, la falange mediale e la falange distale, portandole nella posizione finale corrispondente alla completa chiusura del dito (Fig. 5-13c).

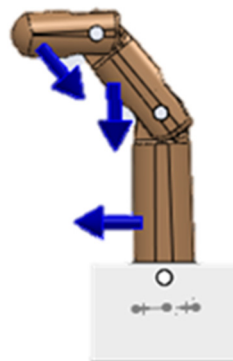


Figura 5-13b Simulazione chiusura

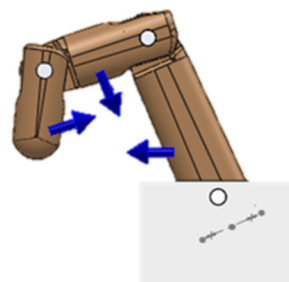


Figura 5-13c Simulazione chiusura

E' stato inoltre possibile simulare grazie al software la movimentazione di tutte e cinque le falangi nell'afferrare diversi oggetti.

In questo modo siamo riusciti, prima ancora della realizzazione vera e propria tramite stampante 3D, a studiare ed analizzare eventuali interferenze tra le componenti costituenti la mano e quindi avere la possibilità di apportare direttamente le modifiche, evitando di dover realizzare un modello non funzionante, ottimizzando in questo modo tempi e risorse preziose.

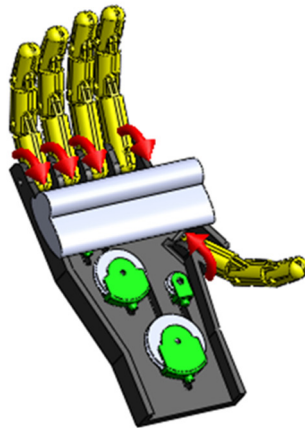


Figura 5-14 simulazione forze durante la presa di un oggetto.

Vengono riportate di seguito in Fig. 5-15 e Fig. 5-16 due prove effettuate per studiare ed analizzare la posizione delle falangi durante la presa di due oggetti con geometrie e dimensioni diverse; nel particolare nella prima figura l'oggetto è rappresentato da un elemento con una sezione geometrica non simmetrica proprio per venire incontro all'esigenza di testare la presa su oggetti più complicati da afferrare. Nella seconda si è scelto come oggetto una sfera, si può notare anche in questo caso come la posizione assunta dalle falangi si adatti all'oggetto da afferrare.



Figura 5-15 Simulazione presa oggetto

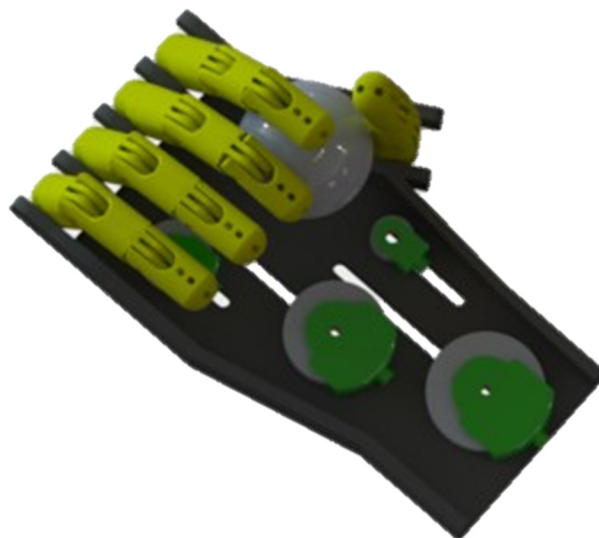


Figura 5-16 Simulazione presa sfera



6. La realizzazione

Andremo ad affrontare nel seguente paragrafo i metodi ed i mezzi utilizzati per la realizzazione del prototipo.

Il lavoro è stato diviso in tre fasi:

- Progettazione
- Validazione elementi
- Realizzazione mediante stampante 3D

La prima fase di progettazione è avvenuta con l'ausilio di un software di disegno e progettazione tridimensionale parametrica, SolidWorks; una seconda fase di prove sperimentali riguardanti i movimenti ammissibili da parte delle falangi, la quantità di forza da applicare per effettuare una determinata presa, studi su attriti, gravità ed elementi elastici; una volta confermati i valori necessari si è passati alla terza fase, la realizzazione tramite stampante 3D Power wasp presso il laboratorio di robotica sito in via Claudio nel dipartimento di meccanica applicata alle macchine dell'Università degli Studi di Napoli "Federico II".

6.1. Software SolidWorks®[15]

La progettazione del prototipo in questione è stata affrontata mediante l'utilizzo del software CAD SolidWorks®, un'applicazione per l'automazione della progettazione meccanica con la quale i progettisti possono abbozzare velocemente



nuove idee, sperimentare con l'uso di funzioni e quote e produrre modelli e disegni dettagliati.

IL software permette una modellazione basata sui vincoli - “Constraint-Based (Parametric) Modeling”, anche nota come modellazione parametrica, dove l’utente vincola la geometria in base al Design Intent, le varianti del progetto possono essere ottenute cambiando opportunamente alcune dimensioni e la geometria viene automaticamente rigenerata sulla base dei vincoli geometrici (tangente, perpendicolare, parallela, collineare) e vincoli dimensionali (quote orizzontali, verticali, angolari, radiali).

Prima di progettare il modello, è bene pianificare il metodo per la sua creazione. Una volta identificate le esigenze e stabiliti i concetti, è possibile procedere allo sviluppo del modello.

Il lavoro di progettazione è stato pianificato in tre parti:

- **Schizzi** Creazione degli schizzi con scelta opportuna delle quote e delle relazioni da applicare.
- **Funzioni** Selezione delle funzioni più appropriate (estrusioni, tagli e raccordi), stabilire le funzioni migliori da utilizzare e decidere l'ordine di creazione delle funzioni.
- **Assieme** Selezione dei componenti da accoppiare e i tipi di accoppiamento da applicare.

Questo software prevede la creazione di disegni 2D e 3D di solidi e superfici, attraverso un sistema geometrico di tipo parametrico e completamente personalizzabile. Solidworks si rivela estremamente intuitivo, e consente di portare disegni da 2 a 3 dimensioni e viceversa, con semplici operazioni. E’ inoltre in grado di importare ed esportare geometrie in una grande varietà di formati tridimensionali, in particolare è in grado di importare file creati con altri programmi di progettazione meccanica. Il disegno parametrico consente di impostare numerosi tipi di relazioni (parallelismo, concentricità, perpendicolarità, collinearità, uguaglianza, coassialità, simmetria e molti altri).



Il software ha permesso di rendere rapida e immediata la modifica di volta in volta delle singole componenti. Si parte da uno schizzo dove vengono definite in primis le quote riguardanti le dimensioni principali, con l'ausilio di funzioni vengono poi fatti raccordi ed ispessimenti al fine di raggiungere la forma desiderata. Viene montato il prototipo in assieme, trasferito nell'ambiente di simulazione e si fanno i test preliminari per valutare eventuali interferenze prima di riprodurre il prototipo.

6.2. Stampante 3D [16]

La stampa 3D si usa comunemente nella visualizzazione dei modelli, nella prototipazione/CAD, nella colata dei metalli, nell'architettura, nella tecnica geospaziale, nella sanità e nell'intrattenimento/vendita al dettaglio.

La tecnologia della stampa 3D viene attualmente studiata dalle aziende e dalle accademie di biotecnologia per il possibile uso nelle applicazioni di ingegneria tissutale in cui sono costruiti organi e parti di corpo usando tecniche a getto d'inchiostro. Strati di cellule viventi sono depositati su un mezzo gelatinoso e accumulati lentamente per formare strutture tridimensionali. Per riferirsi a questo campo di ricerca si sono usati vari termini: tra gli altri, stampa organica, bio-stampa e ingegneria tissutale assistita da elaboratore. La stampa 3D può produrre una protesi personalizzata dell'anca in un unico passaggio, con la parte sferica dell'articolazione permanentemente nella cavità articolare, e anche con le attuali risoluzioni di stampa l'unità non richiederà la lucidatura.

Esistono anche stampanti 3D in grado di utilizzare materiali additivi. Questo tipo di stampanti contribuiscono favorevolmente all'ecologia del nostro pianeta, perché permettono di realizzare cibo in totale autonomia, eliminando le emissioni di carbonio che vengono generate durante il trasporto di beni alimentari. Per quanto concerne invece il settore della farmacologia, anche in questo campo sono state implementate soluzioni che permettono di realizzare farmaci personalizzati. Un team di ricercatori di Preston (Gran Bretagna) ha creato infatti una stampante 3D



che consente non solo di stampare compresse uguali ad altre già esistenti, ma anche di creare farmaci personalizzati per ogni paziente.

Nel settore medico la stampa 3D sembra un fiorire di nuovi progetti. Infatti solo pochi mesi fa ad Utrecht è stato effettuato il primo trapianto di cranio stampato in 3D ad un paziente. La calotta cranica è stata realizzata con una resina speciale tramite l'utilizzo di una stampante 3D. Altri possibili utilizzi della stampante 3D applicata alla medicina sono quelli di supporto alle attuali tecniche chirurgiche: ad esempio, grazie alla ricostruzione in 3D di un cuore di un bambino di 14 mesi un team specializzato è riuscito ad effettuare un'operazione prima impensabile.

Craig Gerrard, chirurgo presso il Newcastle Upon Tyne Hospital NHS Trust, ha operato per la prima volta al mondo una persona malata di tumore sfruttando i vantaggi della stampa 3D. Al paziente doveva essere rimosso metà bacino per evitare che il cancro continuasse a svilupparsi nel corpo. Tramite una precisa ricostruzione in 3D del bacino ed una stampa realizzata con una stampante 3D laser che utilizza polvere di titanio, è stato possibile creare la protesi di mezzo bacino, impiantandola successivamente nel corpo del paziente.

Per quanto concerne invece il grave problema dell'osteoartrite, anche in questo caso la stampa 3D sta fornendo soluzioni un tempo impensabili. Il 27 aprile 2014, alla Experimental Biology Conference 2014 di San Diego, è stato mostrato un sistema che permette la sostituzione delle parti colpite dall'osteoartrite con cartilagine derivata dalle cellule staminali. Questa tecnica prevede l'utilizzo di stampanti 3D per modellare la cartilagine. Un caso simile è avvenuto in Cina, dove una sessantaduenne colpita da metastasi ossee è stata operata con un complicato intervento di ricostruzione pelvica in cui il tessuto osseo colpito dal tumore è stato sostituito con una protesi in titanio stampata in 3D.

L'azienda statunitense Organovo sta testando la stampa 3D di materiali organici per la riproduzione di organi umani.

Presso la Washington University of St. Louis è stato realizzato un arto robotico sfruttando la stampa 3D. L'aspetto interessante di questa vicenda riguarda

soprattutto i costi: una protesi "normale" sarebbe costata oltre 5000\$ in più. Grazie alla stampa 3D è dunque possibile realizzare protesi artificiali risparmiando una notevole mole di denaro.

La stampante 3D utilizzata per riprodurre i singoli componenti della protesi progettata nel seguente lavoro di tesi è una PowerWasp Evo prodotta dalla ditta italiana WASProject.

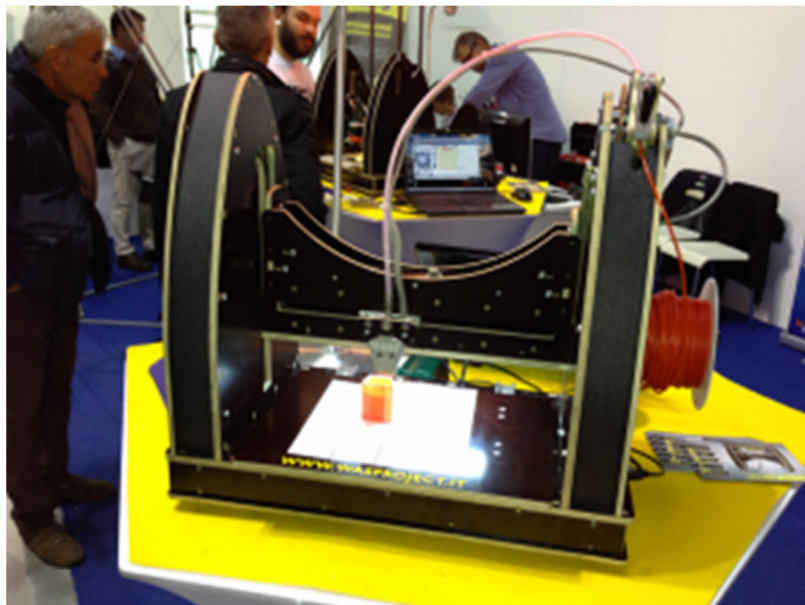


Figure 6-1 Stampante 3D PowerWasp EVO

Avente le seguenti caratteristiche tecniche [17]:

- Tecnologie: Fused Filament Fabrication
- Volume di stampa: 260mm x 195mm x 210mm
- Risoluzione layer: 0.05mm < 0.2mm
- Sistemi operativi: Windows XP78, Mac OS X, Linux
- Software slicing: Cura – Slic3r – CamBam
- Software interfaccia: Printron – Repetier Host



- Tipo di file: .stl, .obj, .gcode
- Peso macchina: 11kg
- Telaio e copertura: Legno multistrato fenolico spessore 9mm
- Piano di stampa: alluminio alveolare non riscaldato

Per poter stampare in 3D un oggetto bisogna avere un modello tridimensionale il quale viene prodotto con dei software di modellazione 3D come Autocad, OpenScad o lo stesso SolidWorks. Finito questo passaggio si salva il modello nel formato .STL e lo si carica in un software apposito che viene comunemente detto Slicer, ce ne sono di diversi tipi, sia open source che proprietari; tra i più famosi possiamo trovare CURA, Slic3R e Repetier-host. In questi software si possono impostare molti parametri per la stampa, come lo spessore degli strati (layer), tipi di riempimento (infill), velocità di stampa, quantità di materiale da estrarre al secondo e quindi impostare tutti i dati della stampante 3D a seconda delle diverse esigenze.

Si è notato dall'esperienza acquisita durante le diverse stampe effettuate, l'importanza di ognuno di questi singoli parametri, preferendo infatti riempimenti a nido d'ape (honeycomb) per il palmo e riempimenti circolari per le falangi, in quanto il nido d'ape diminuiva notevolmente l'effetto dovuto al raffreddamento del materiale plastico utilizzato, che inarcava la base dell'oggetto stampato, effetto maggiormente visibile su elementi stampati di dimensioni maggiori; probabilmente sarebbe bastato un piano riscaldato per ovviare al problema. Allo stesso modo si sono preferite velocità di stampa minori - conseguente un maggior tempo di stampa - a guadagno di una evidente migliore qualità di stampa.

Inseriti tutti i parametri si può mandare in stampa l'oggetto salvando il file in un formato apposito che possa essere letto dalla stampante 3D, il G-Code.

Vedremo nel paragrafo successivo proprio la modellazione effettuata per ogni elemento costituente il prototipo, soffermandoci nello specifico sulle falangi e sul palmo.

6.3. Prototipi Realizzati

Lo sviluppo del prototipo è partito da un modello molto semplificativo del dito umano, supponendo il metacarpo solidale con il palmo, il dito in questione sarà composto da tre elementi (prossimale, mediale, distale) collegati da giunti rotoidali, e oltrepassati da un cavo che funge da tendine.

Per testare la validità del modello è stato realizzato il prototipo di un dito, testando la semplice cinematica di funzionamento.

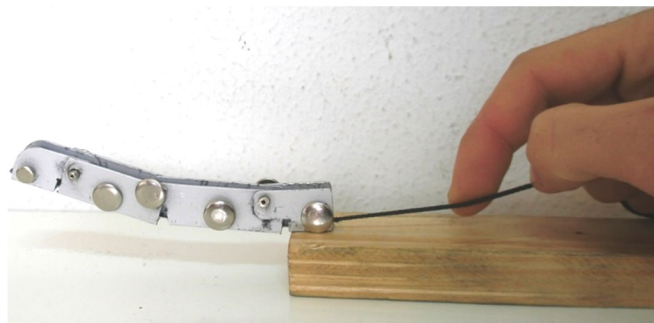


Figure 6-2 Primo Prototipo

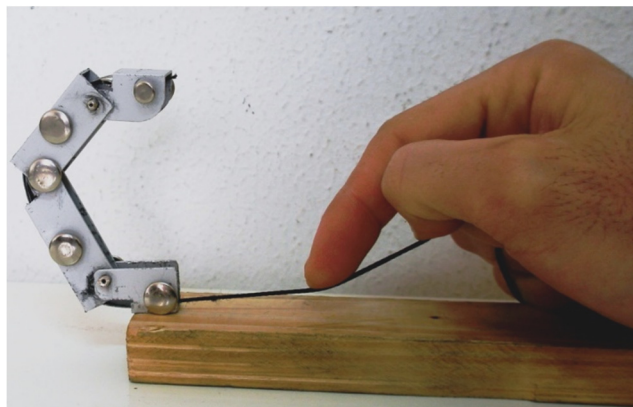


Figure6-3 Prototipo chiuso

Il prototipo è stato realizzato utilizzando dei profili di alluminio commerciali e facilmente reperibili.

Una volta testata l'applicabilità del metodo, scelte le misure degli elementi il più possibile simili a quelle umane e scelte le rotazioni ammissibili da far compiere ad ogni parte, si è passati ai primi schizzi, riguardanti le falangi.

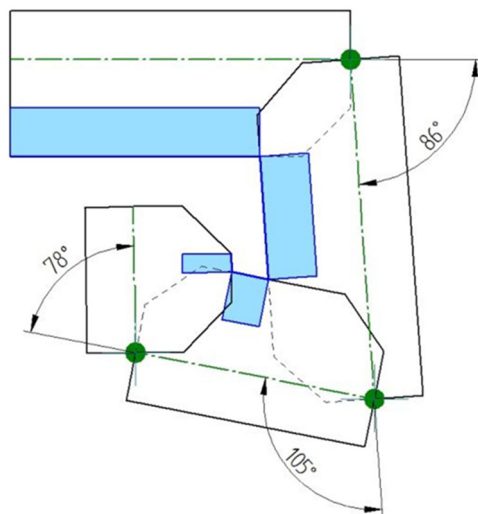


Figure 6-4 Modello dito per calcolo rotazioni

Il primo prototipo realizzato, basato su studi preliminari che hanno permesso di migliorare il progetto meccanico in modo da ridurre al minimo eventuali errori ed ottimizzare funzionalità e compattezza, dovendo simulare solo il funzionamento dei meccanismi e rappresentare in grosso modo il sistema da sviluppare, ha dimensioni poco conformi a quelle di una mano umana, essendo anche le falangi tutte delle stesse dimensioni; infatti presentava difficoltà nella chiusura completa della mano. Nonostante ciò è stato di enorme aiuto per gli sviluppi successivi degli altri due prototipi in quanto ha fornito indicazioni di massima sulle dimensioni, gli ingombri e le caratteristiche complessive del meccanismo.

A differenza della maggior parte delle protesi endoscheletriche per mano esistenti in commercio, per diminuire il numero di attuatori è stata modificata la

meccanica del pollice, eliminando il grado di libertà che gli permette, nelle mani umane, di opporsi alle altre dita. La soluzione adottata è quella di concedere al pollice una falange ulteriore, permettendo in questo modo di allungarsi sulle altre dita in fase di chiusura.

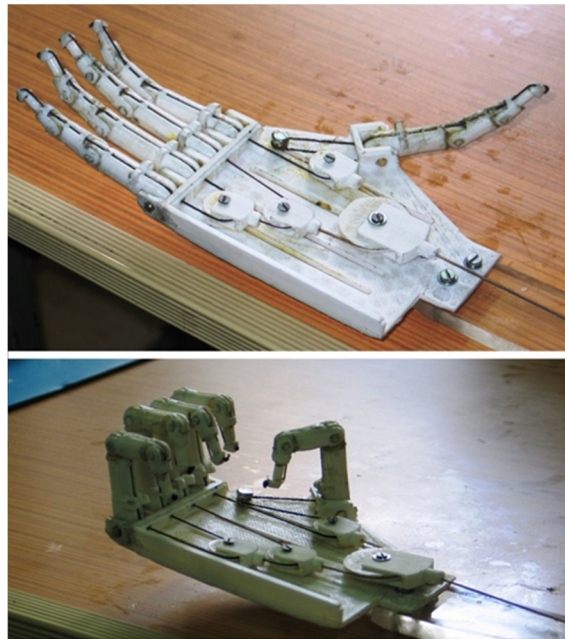


Figure 6-5 Primo Prototipo realizzato a riposo ed in fase di chiusura

Lo sviluppo del secondo prototipo infatti si è soffermato sulle modifiche da apportare al palmo, modificando in primo luogo la sede d'incastro delle falangi, eliminando il blocco per le falangi prossimali che evitava l'iper-flessione, trovando una soluzione alternativa, in modo da garantire un angolo di rotazione anche maggiore di 90° se necessario.



6.3.1. Il Palmo

L'elemento centrale dell'intero progetto meccanico è costituito dal palmo, esso infatti rappresenta l'elemento di giunzione tra la struttura portante della mano e con funzione di sostegno e le dita, che hanno la funzione di presa.

Il palmo in questione è stato inoltre pensato e progettato come sostegno delle falangi e come alloggio del sistema di attuazione differenziale, costituito da un sistema di quattro pulegge, opportunamente dimensionate e distanziate, al fine di far corrispondere ogni tirante della falange con la rispettiva estremità della puleggia, eccezione fatta per il pollice per il quale sarà usata una vite guida.

La posizione definitiva del pollice è stata raggiunta a seguito di diverse prove effettuate in ambiente CAD, dove di volta in volta si modificava l'angolo di posizionamento del pollice rispetto al palmo, e facendo una prova di chiusura delle falangi; a seguito di diverse prove effettuate per trovare la posizione del pollice più consona ai nostri scopi, si è ritenuta opportuna l'angolazione del pollice a 25° rispetto l'asse centrale, in modo da avere la chiusura perfetta del pollice sulle altre dita, con conseguente maggiore efficacia della presa, in quanto con questa configurazione l'oggetto viene sospinto verso il centro del palmo della mano, apportando inoltre una più semplice compensazione automatica tra le forze richieste dal pollice e dalle altre dita.

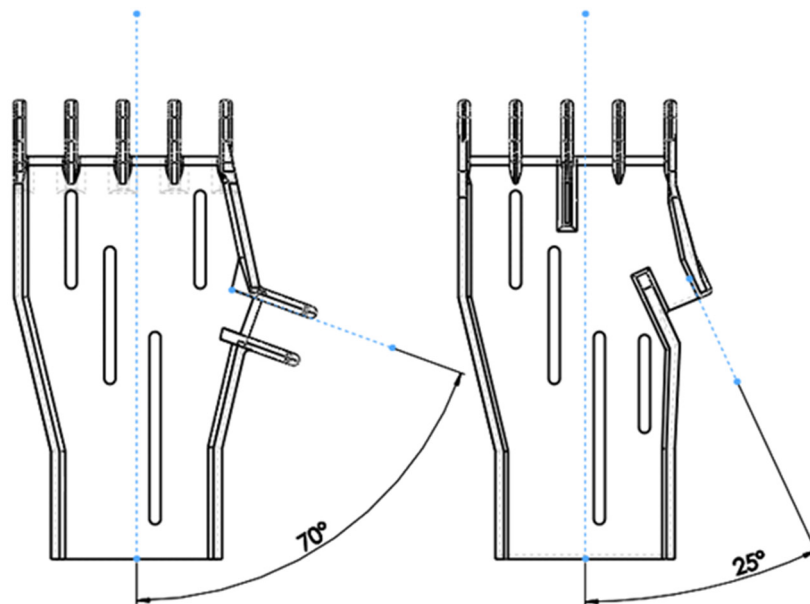


Figure 6-6 Confronto tra palmi

Dalla figura si evince che la modifica del posizionamento della falange, che rappresenta il pollice, sul palmo ha di conseguenza reso necessario lo spostamento di una delle asole sulle quali vengono fissate le pulegge; allo stesso momento si è tenuto conto di non poterne modificare le distanze, ma solo la posizione sullo stesso asse verticale, in questo modo il sistema differenziale opportunamente dimensionato è rimasto invariato evitando di apportare ulteriori modifiche.

Dopo aver effettuato diverse stampe del palmo, e aver montato le singole falangi si è notata la necessità di dover rinforzare strutturalmente il palmo tramite inspessimento delle pareti, opportuni raccordi per diminuire gli sforzi di taglio, aggiunta di materiale in punti dove le tensioni agenti erano molto più forti e provocavano la rottura del prototipo in fase di movimentazione.

Nella figura seguente sono mostrate le tre viste ed una vista tridimensionale del palmo definitivo, sono stati effettuati diversi raccordi per diminuire le tensioni, e per migliorare la qualità di stampa.

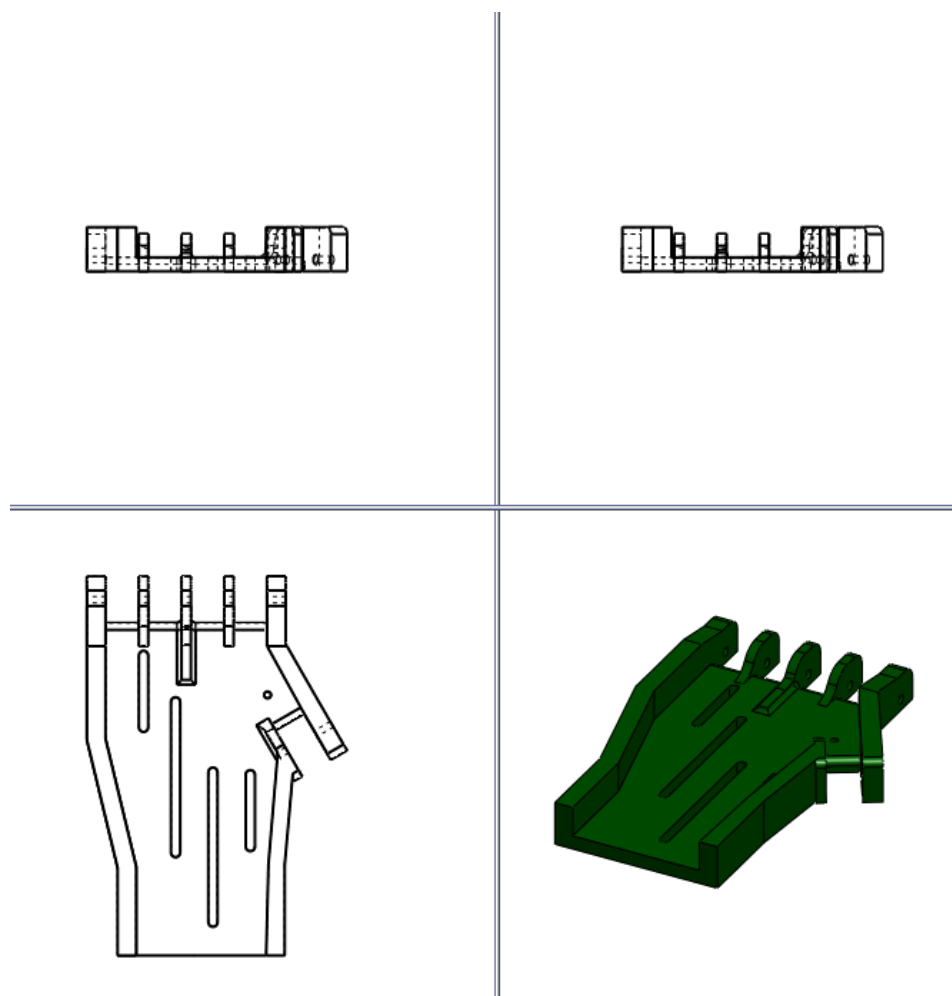


Figure 6-7 Vista Palmo

6.3.2. La falange

Impostato il palmo si è passati all'analisi, sviluppo e progettazione delle falangi partendo da semplici schizzi; le falangi sono composte da tre elementi, collegati tramite cerniere, rappresentate nello specifico da distale mediale e prossimale; per venire incontro alle caratteristiche di stampa e per migliorare la trasmissione delle forze all'interno del dito, sono state apportate diverse modifiche. Analizziamoli nello specifico singolarmente.

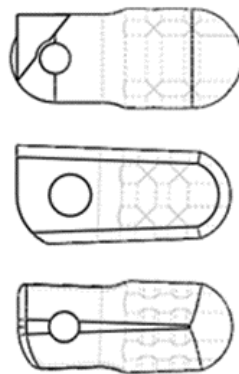


Figure 6-8 Confronto Distali

In Figura sono mostrati i tre prototipi realizzati per la falange distale, la prima è stata modificata per venire incontro alle caratteristiche della stampante, in quanto il blocco per evitare l'iper-estensione riusciva di scarsa qualità, preferendo così la seconda forma molto più compatta ma di dimensioni comunque ancora troppo grandi, l'ultimo rappresenta quello definitivo con dimensioni ed aspetto più conformi a quelle di una mano umana, dove sono state avvicinate le guide per i

tendini rispetto alla cerniera per migliorare ulteriormente la trasmissione delle forze.

La figura in basso mostra le tre viste ed una vista tridimensionale della falange distale definitiva.

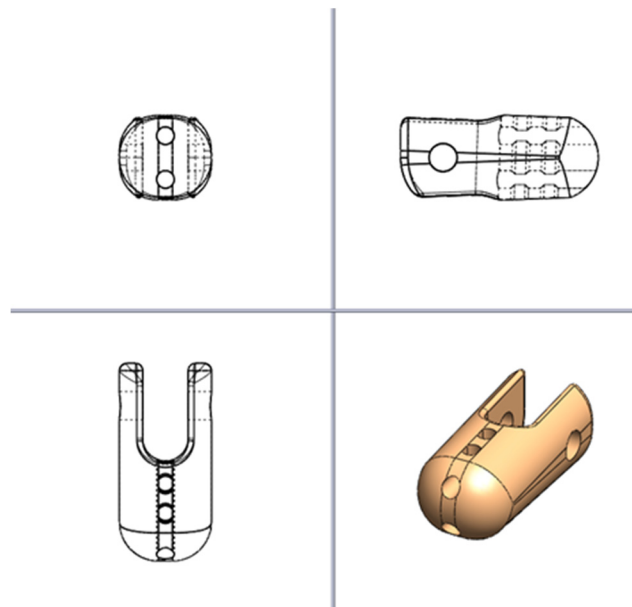


Figure 6-9 Vista Prossimale definitivo

Dove le dimensioni principali sono lunghezza 22mm e larghezza 11mm x 13mm, percorso da due guide per cavi nel senso longitudinale, dove passeranno il tendine e gli elementi elastici antagonisti, due longitudinali verticali per il blocco dei cavi e un foro trasversale, per l'accoppiamento con la falange mediale successiva.

La seconda falange è rappresentata dal mediale, vincolata da un lato alla prima falange attraverso una cerniera, mentre dall'altro è vincolata alla terza falange, la rotazione relativa tra la seconda e la terza falange può essere al massimo di 78°.

Infatti sono state realizzate in tutti e tre i prototipi due battute meccaniche che evitano l'iper-estensione e l'iper-flessione della seconda falange rispetto la prima, anche in questo caso le dimensioni nei tre prototipi sono diverse, il mediale

definitivo ha una dimensione di circa 10 mm inferiore rispetto al primo modello realizzato.

In figura sono visibili i 3 modelli realizzati per i mediali, l'ultimo in basso è quello definitivo, dove la particolare forma meno squadrata è stata utilizzata per diminuire le interferenze tra i pezzi durante le rotazioni.

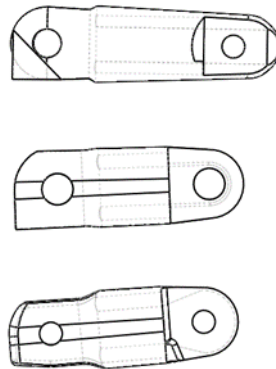


Figure 6-10 Confronto Mediali

Sono stati modificati in particolare i due passanti, uno inferiore ed uno superiore, rispettivamente per il passaggio del tendine di attuazione e del tendine antagonista di ritorno alla posizione normale. Per diminuire gli attriti si è diminuita la corsa delle guide tra il primo ed il secondo modello, nel definitivo inoltre si è angolata la guida per aumentare il momento flettente in modo tale che a parità di forza applicata diminuirà il tempo di chiusura e aumenterà la forza di presa.

Nella figura successiva sono mostrate le tre viste e una vista tridimensionale della falange mediale definitiva. Le dimensioni principali sono paragonabili a quelle umane, con lunghezza 38 mm e larghezza 13mm x 13mm, distanza foro – foro 30mm, percorsa da due fori trasversali per l'accoppiamento con la falange distale e con la falange prossimale, e due fori trasversali per il passaggio dei tendini.



I mediali ed i distali hanno lunghezze che restano invariate per tutte le cinque dita, sarà infatti il prossimale che avrà una lunghezza variabile, in modo da imporre la lunghezza definitiva della falange.

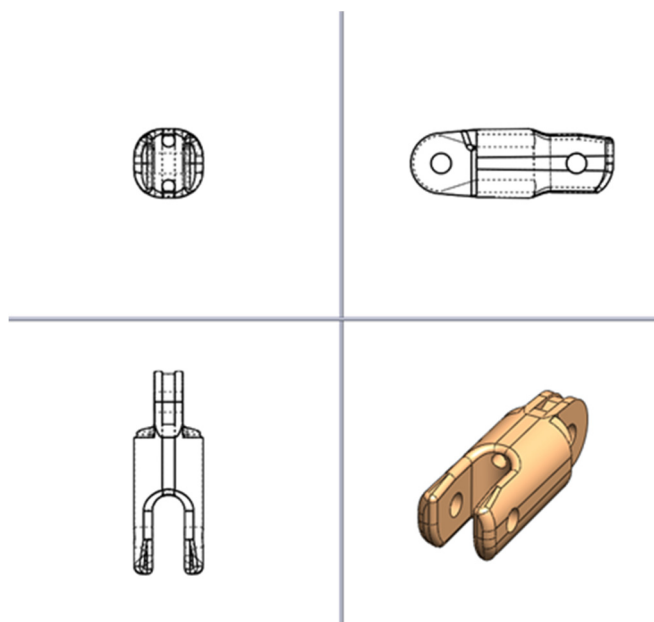


Figure 6-11 Vista mediale definitivo

La terza ed ultima falange mostrata nella figura successiva è la falange prossimale, di seguito vengono riportati i tre modelli realizzati, l'ultimo dall'alto è quello definitivo.

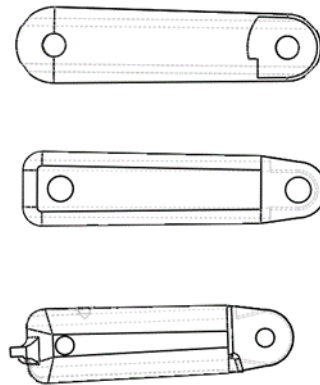


Figure 6-12 Confronto prossimali

La terza falange è vincolata da un lato al mediale e dall'altro al palmo, anche in questo caso la rotazione possibile è di circa 78° . Il primo modello era difficilmente realizzabile con la stampante 3D in quanto le forme cilindriche sono più difficili da riprodurre. Sono stati modificati in particolare i due passanti, uno inferiore ed uno superiore, rispettivamente per il passaggio del tendine di attuazione e del tendine antagonista di ritorno alla posizione normale. Per diminuire gli attriti si è diminuita la corsa delle guide tra il primo ed il secondo modello, nel definitivo inoltre si è angolata la guida per aumentare il momento flettente in modo tale che a parità di forza applicata diminuirà il tempo di chiusura e aumenterà la forza di presa.

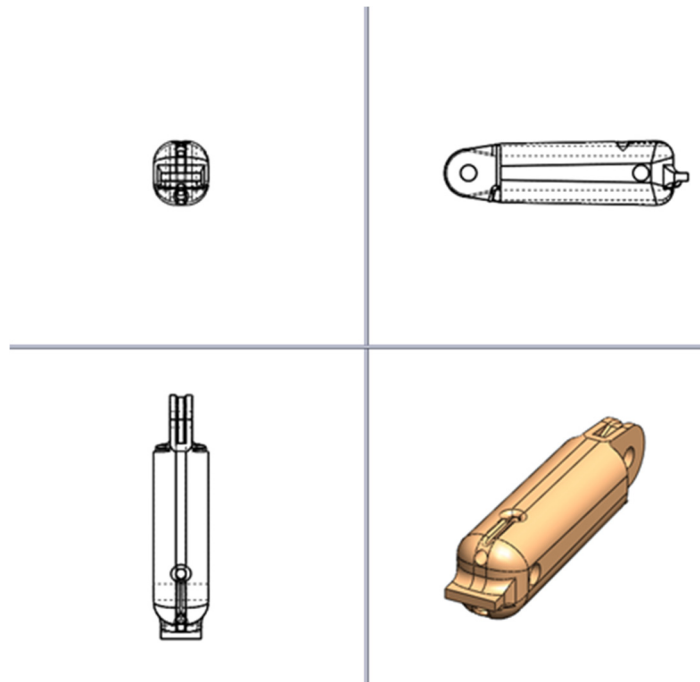


Figure 6-13 Vista prossimale definitivo

Nella figura sono mostrate le tre viste ed una vista tridimensionale della terza falange a differenza delle altre ha dimensioni diverse in base a quale falange appartiene, nello specifico crescente a seconda che faccia parte del pollice-mignolo (48,50 mm), anulare (54,70 mm) o indice-medio (59 mm); ha due fori trasversali per gli accoppiamenti con il mediale ed il palmo, sono state effettuate le due guide per il tendine azionatore e il tendine di ritorno. Mentre le altre due falangi sono sotto-attuate, il prossimale è quella sul quale effettivamente viene applicata la forza dal tirante. Per aumentare il momento abbiamo pensato di realizzare uno scavo guida dal foro di uscita del tirante, in quanto la velocità di chiusura dipende anche dall'angolo che forma il palmo con il tendine che porrà la falange in tensione. Il prossimale è stato dotato di un blocco sulla parte finale per evitare l'iper-estensione oltre il piano del palmo.

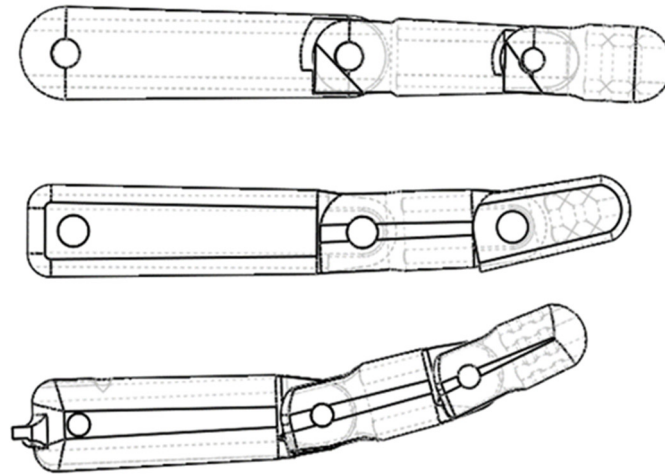


Figure 6-14 Confronto prototipi dita

I diversi modelli sono stati accoppiati in ambiente CAD per valutare, prima della realizzazione, eventuali interferenze tra le componenti sia in fase di riposo che in fase di movimentazione, valutare quindi l'efficacia dei blocchi meccanici e definire gli angoli di rotazione ammissibili.

In figura sono mostrati i tre prototipi delle falangi, composti dalle tre componenti prossimale, mediale e distale. In alto è visibile il primo prototipo di dimensioni maggiori rispetto agli altri quindi necessitava di una maggiore forza per raggiungere la stessa velocità di chiusura dei prototipi successivi, inoltre possiede una forma che mal si adatta ad una stampa 3D, il risultato non era ottimale. Il secondo prototipo sviluppato è stato progettato quindi con una forma più squadrata, ma per questo risultava pesante e più ingombrante. L'ultimo e per ora definitivo prototipo presenta una lunghezza equiparabile a quella di un dito umano, sono stati modificati i blocchi meccanici per dare una posizione di riposo più naturale rispetto i precedenti, è stato aggiunto un blocco meccanico al prossimale e perfezionate le guide per i tiranti.

6.3.3. Sistema meccanico differenziale

Il sistema meccanico differenziale che permetterà la sotto-attuazione delle falangi della mano è molto semplice, mostrato nella figura in basso, costituito da quattro pulegge messe in cascata, opportunamente dimensionate, (21.40 mm; 30.60 mm; 35.20 mm; 13 mm) in modo che la prima puleggia in alto a sinistra sia collegata ai tendini di due dita (mignolo e anulare) questa poi collegata ad una puleggia ed al tendine del medio, una puleggia che collega pollice e indice, infine queste ultime due collegate alla puleggia principale.

La figura mostra un immagine frontale con quote principali e due immagini isometriche di cui una tridimensionale.

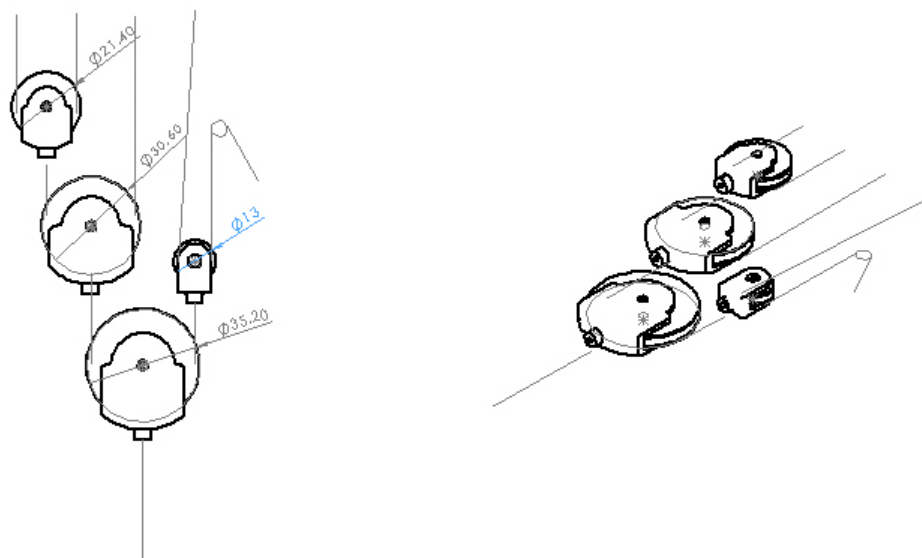


Figure 6-15 Viste con quote del Sistema differenziale

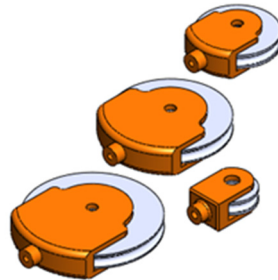


Figura 6-16 Vista isometrica del sistema differenziale

Il tendine collegato alla puleggia con il diametro maggiore sarà quello che effettivamente azionerà il nostro meccanismo di chiusura; nel prototipo in questione abbiamo utilizzato un servomotore per l'azionamento del tendine, il servomotore sarà a sua volta pilotato tramite una scheda elettronica con microcontrollore a 8 – bit (Arduino®), imponendo come input per la chiusura una sensore fotoelettrico, che posto al centro del palmo può attivare il meccanismo nel momento in cui un oggetto è posto in prossimità della mano.

In Figura 17 è illustrata una vista esplosa di tutte le componenti definitive appena analizzate che andranno a comporre il nostro prototipo finale, nella figura 18 successiva un render del prototipo assemblato in ambiente virtuale.

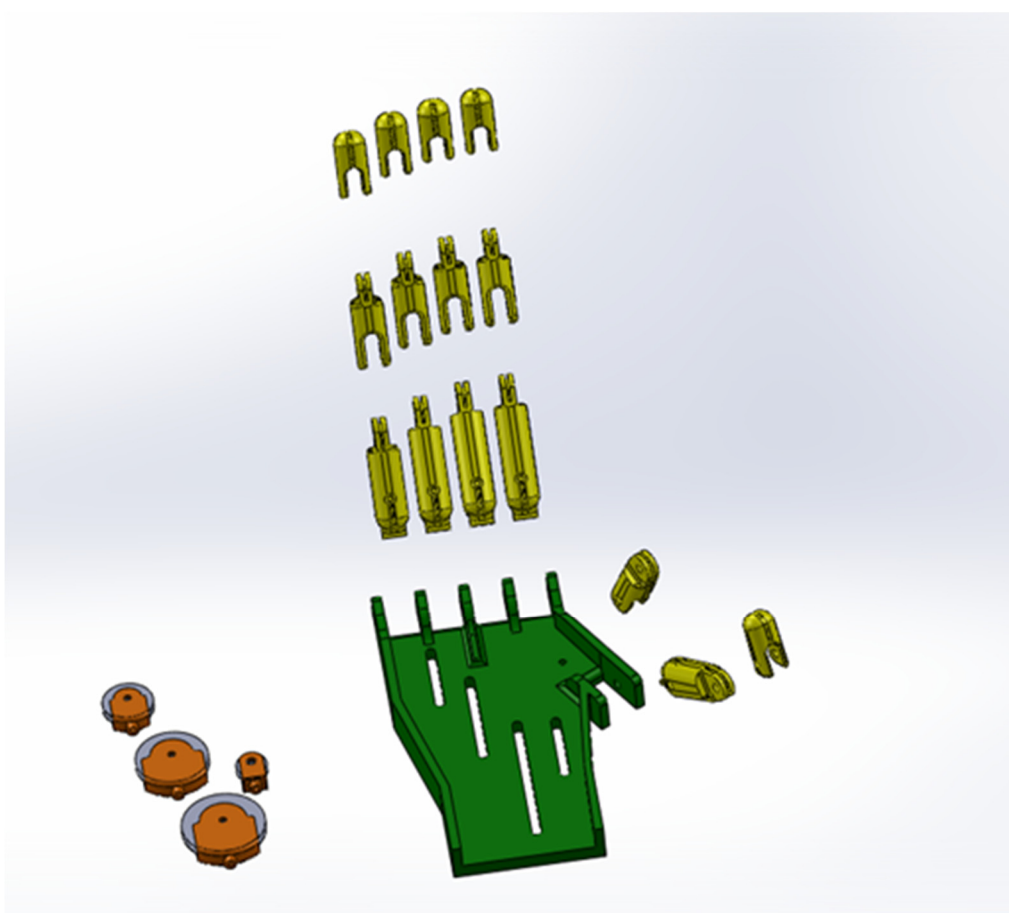


Figure 6-17 Vista esplosa Prototipo



Figure 6-18 Render Prototipo Finale

7. Prove Sperimentali

Stampati per mezzo di stampante 3D singolarmente tutti i pezzi necessari alla realizzazione del prototipo si è passati alla fase di montaggio, nella quale si è notata la necessità di rifinire tutti gli elementi per evitare interferenze ed attriti dovuti alla qualità della stampa, le falangi sono state collegate per mezzo di tubi in alluminio usati come cerniere, i fili estensori sono stati fatti passare nelle guide e collegati alle diverse pulegge secondo lo schema visto nei paragrafi precedenti.

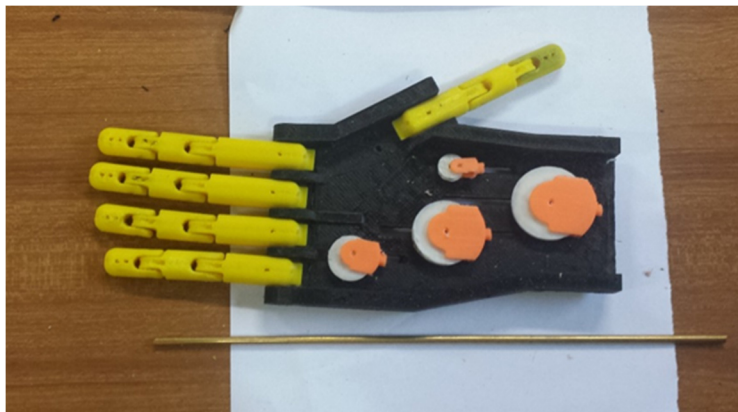


Figura 7-1 Prototipo prima dell'assemblaggio

Ha seguito poi un'ulteriore fase di sperimentazione in laboratorio per validare i valori di forza da applicare al tendine necessari alla chiusura e di conseguenza

osservata la forza di presa. Infine andremo ad applicare un servo motore digitale per l'attuazione -previa taratura- e verranno eseguiti diversi test di presa con rispettiva analisi dei dati ottenuti ricavati da sensori di pressione posti sulle falangi.

7.1. Test in laboratorio

Come nelle prove effettuate in ambiente virtuale, anche in quest'occasione si è preferito isolare un singolo dito, posto su un supporto e se ne è studiato il comportamento. Le prove sono state effettuate secondo uno schema ben preciso, sono state stampate due falangi, una con un passante per il tendine da 2 mm (indicato con 1), ed una con un passante per il tendine da 2,5mm (indicato con 2); sono stati applicati pesi di massa pari a 900 g , ossia 9 N al tendine attuatore, dopodiché si è valutata la forza esercitata dal dito durante la fase di presa con un bilancino elettrico, posizionato in modo tale che il dito in posizione di completa chiusura eserciti una forza sul piatto della bilancia. I primi test sono stati effettuati senza la molla di richiamo. I risultati sono riportati sotto ogni figura.

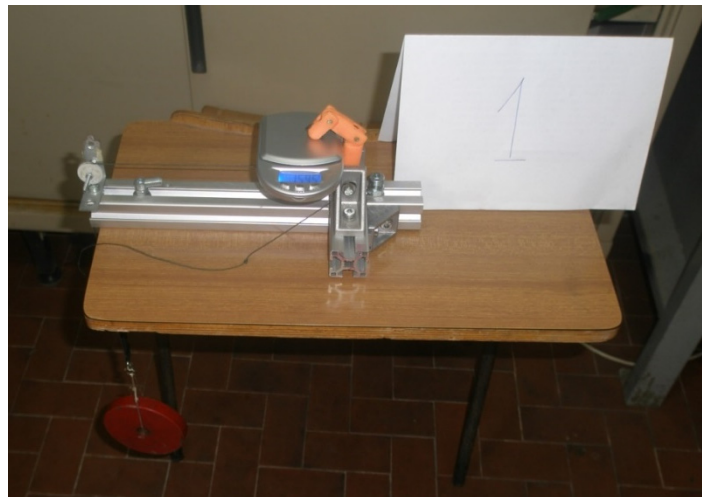


Figura 7-2 Test su singolo dito

Prototipo N°1 (dito con passante da 2mm)

Forza applicata = 9 N

Misura bilancia= 154,5 g = 1,545 N

Molla di richiamo: NON PRESENTE



Figura 7-3 Test su singolo dito

Prototipo N°2 (dito con passante da 2,5mm)

Forza applicata = 9 N

Misura bilancia= 186,6 g= 1,866 N

Molla di richiamo: NON PRESENTE

I risultati dei test effettuati mostrano che per una forza applicata di 9 N ci sarà una forza risultante di presa pari circa a $1.54 \div 1.86$, mediamente un quinto della forza applicata, un lieve miglioramento si riscontra nel secondo prototipo dove con molta probabilità aumentando il passante diminuisce l'attrito tra il cavo che funge da tendine e il canale attraverso cui scorre. Si riscontra quindi una perdita in termini di forza dovuta agli attriti tra le diverse componenti, c'è da aggiungere inoltre una non precisissima lettura dei valori, in quanto il bilancino rileva solo una parte della componente delle forze, quella esercitata dal distale. Nonostante ciò i valori riflettono i valori necessari che avevamo previsto dalle simulazioni per la chiusura delle falangi.

Il secondo set di prove è stato effettuato con una variante rispetto al precedente, tutti gli altri valori sono rimasti immutati; in questo caso è stata

aggiunta una molla di ritorno del valore 15000 N/m, che riporta il dito in configurazione di riposo nel momento in cui viene rimossa la forza attrice del sistema.



Figura 7-4 Test su singolo dito

Prototipo N°1 (dito con passante piccolo)

Forza applicata = 9 N

Misura bilancia= 88,4 g= 0,884 N

Molla di richiamo: PRESENTE

Si evince chiaramente in questo test, che rispetto al precedente una ulteriore quota della forza viene dispersa a causa dell'elemento elastico. In questo caso non ci sono differenze sostanziali nei valori riscontrati tra i test effettuati sulle due dita con diversa dimensione delle guide. Nel primo test l'aumento della dimensione della guida portava ad una variazione della forza letta dalla bilancia di 0.3N, nel secondo test dove è presente la molla di richiamo la differenza tra le due prove effettuate è talmente bassa da considerarsi pressoché irrilevante.



Figura 7-5 Test su singolo dito

Prototipo N°2 (dito con passante grande)

Forza applicata = 9 N

Misura bilancia= 70,1 g= 0,701 N

Molla di richiamo: PRESENTE

Effettuati i primi test si è passati all'assemblaggio definitivo del prototipo, tutte le falangi sono state collegate al palmo, le pulegge mobili fissate sulle asole appositamente progettate, dopodiché abbiamo fatto passare i fili attraverso le guide di ogni dito e collegati al sistema differenziale.

In fase di assemblaggio ci si è accorti che il sistema di ritorno costituito da elementi elastici per ogni falange opponeva troppa resistenza alla forza azionatrice esplicata dal tendine, provocando di conseguenza una non perfetta chiusura delle dita. Si è pensato quindi di sostituirlo con un sistema differenziale che utilizzasse lo stesso schema utilizzato per l'attuazione con un'unica variante, utilizzare delle aste in luogo delle pulegge, infine sarà solo l'asta principale ad essere collegata ad un elemento elastico. In questo modo le dita vengono riportate nella posizione iniziale appena la forza del tendine viene rimossa. (Figura 7-6)

L'attuazione durante le prime prove è stata effettuata manualmente, il tendine è stato avvolto su una guida.

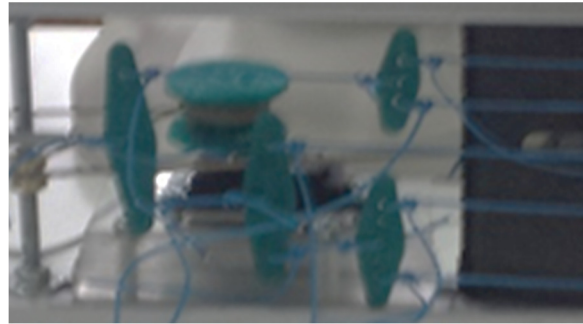


Figura 7-6 Sistema differenziale di ritorno

Nella seconda fase per poter consentire l'azionamento del meccanismo automaticamente, il prototipo realizzato è stato dotato di un motore, si è scelto di utilizzare il servo motore digitale **HSR-5990TG [18]** (Figura 7-7). HSR 5990 TG è un motorino servo digitale per robot sviluppato dalla Hitec. Digitale programmabile con angolo di 180° e Coppia a 6V di kg*cm 24 mentre Coppia a 7,4V di kg*cm 30 ed un peso di 68 gr.



Figura 7-7 Motorino HSR 5990 TG

Questi sono i dati di targa reperiti dalle specifiche di descrizione rilasciate dall'azienda produttrice, ma per misurare la coppia prodotta dall'attuatore è stata necessaria una fase preliminare di taratura [19].

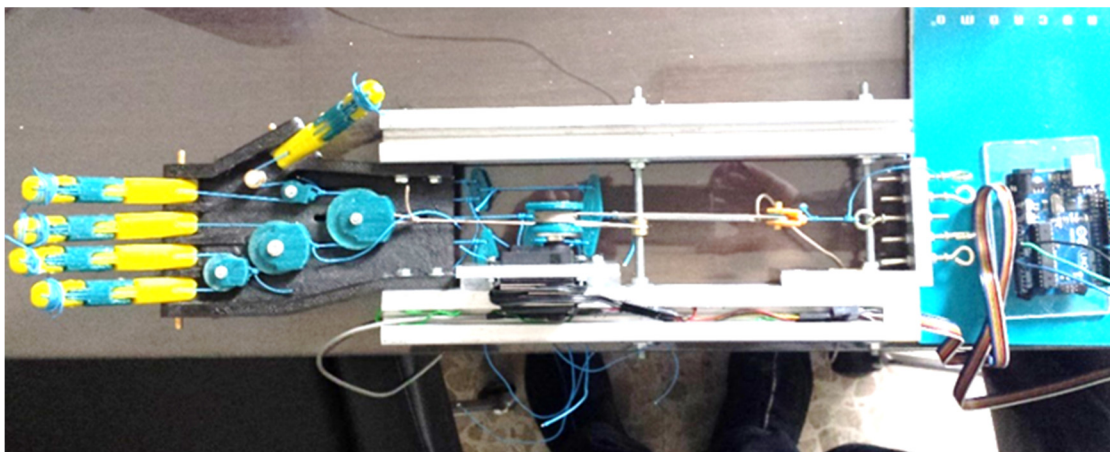


Figura 7-8 Prototipo assemblato

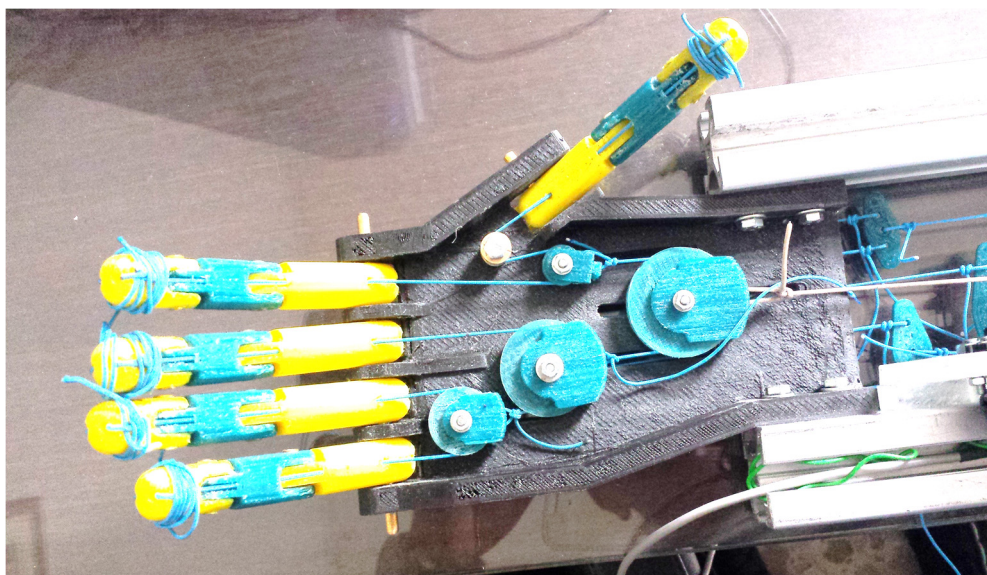


Figura 7-9 Prototipo assemblato dettaglio mano aperta

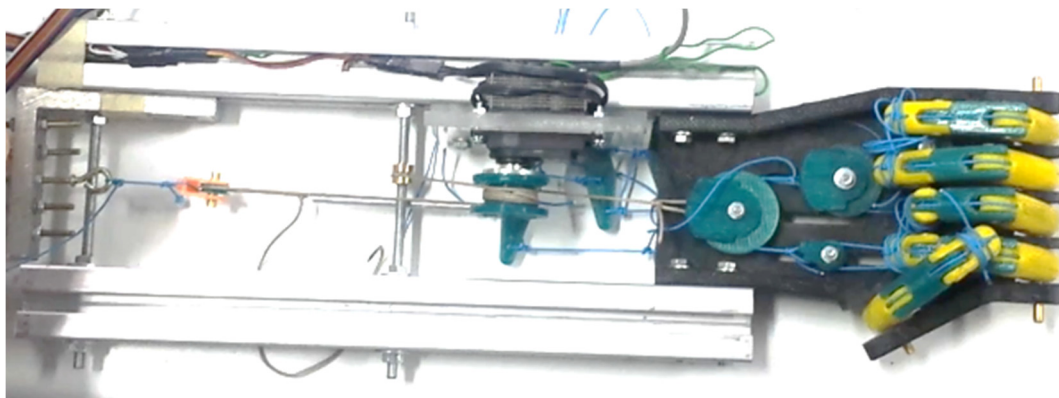


Figura 7-10 Prototipo, mano chiusa

8. Conclusioni

Lo scopo dell'attività è stato quello di esaminare la possibilità di realizzare una protesi di mano facilmente realizzabile, quindi economica, dotata di una cinematica di funzionamento molto semplice, per cui poco ingombrante e molto leggera in termini di peso, ma soprattutto azionata da un unico tirante anelastico principale che consente una regolazione della forza di presa di un oggetto direttamente dalla forza di trazione con cui viene azionato il tirante anelastico principale.

In particolare abbiamo focalizzato la nostra attenzione su tre aspetti fondamentali:

- L'introduzione di una struttura endoscheletrica per le dita, composte da una catena seriale di segmenti, collegate tra loro mediante coppie cinematiche rotoidali;
- L'adozione di un sistema di trasmissione che sfrutti gruppi di pulegge su cui scorrono elementi flessibili ed inestensibili, i tendini;
- La riduzione di un numero di attuatori remoti.

Per ridurre il numero di attuatori, in questo elaborato è stato proposto come meccanismo di attuazione, un meccanismo differenziale sotto-attuato. In questo modo il movimento è realizzato mediante l'uso di un solo attuatore, rendendo il prototipo molto economico a differenza dei prototipi esistenti che utilizzano più motori per pilotare le dita: caso eclatante può essere quello nel DLR Hand Arm



System dove, per gestire i 19 g.d.l., sono presenti ben 38 piccoli motori, allocati però nell'avambraccio.

Altra particolarità principale del dispositivo si basa sulla struttura endoscheletrica per le dita composta da tre falangi dimensionate in modo tale da permettere la chiusura secondo uno specificato ordine che permette la presa degli oggetti nel modo più efficace, prossimale – mediale – distale, i test effettuati con l'ausilio di WorkingModel 2D hanno confermato il comportamento cinematico desiderato. La chiusura delle dita è azionata dalla trazione di un tendine sia flessibile, per scorrere attraverso le falangi e le carrucole, che inestensibile per trasmettere completamente la forza dall'attuatore alle falangi, consente in questo modo una regolazione della forza di presa di un oggetto direttamente dalla forza di trazione con cui viene azionato il tirante anelastico principale (tenendo conto delle perdite dovute agli attriti), aumentando notevolmente la forza di presa rispetto alle protesi attualmente esistenti

Secondo lo schema di funzionamento adattivo, siamo stati in grado di ottenere che le tre falangi di ciascun dito adattino la loro rotazione alla forma dell'oggetto afferrato, attraverso dei tendini inestensibili. In questo modo ogni dito può afferrare la superficie dell'oggetto indipendentemente dalla configurazione del dito stesso e indipendentemente dalla configurazione delle altre dita.

In questo caso il prototipo sviluppato si serve di componenti di facile reperibilità (pulegge, molle e cavi), mantenendo al contempo una certa semplicità costruttiva, per realizzare un meccanismo che permetta la presa di oggetti di forma qualunque. Il prototipo infatti è in grado di avvolgere gli oggetti da afferrare e di adattarsi alla loro forma automaticamente sebbene tutte le dita siano controllate da un unico attuatore; la realizzazione poi della maggior parte delle componenti per mezzo di stampa 3D fa in modo che il prototipo presentato sia caratterizzato da costi di realizzazione molto bassi. Il controllo risulta essere piuttosto semplice in quanto l'adattamento avviene in maniera automatica, e non deve essere gestito dall'unità di controllo.

Dalle prove sperimentali effettuate sia in ambiente virtuale che in ambiente reale si è notata la necessità di apportare delle modifiche, i prototipi precedenti erano strutturati in modo da permettere ad ogni dito di essere pilotato soltanto in chiusura. I dispositivi erano, quindi, dotati di un insieme di elementi elastici, le molle, situate sul lato opposto delle cerniere, che operavano in modo antagonistico per garantire, in maniera automatica, il ritorno nella posizione iniziale, all'atto in cui veniva a mancare la trazione agente sul tendine. Occorreva, inoltre, dover tarare le molle in modo da far chiudere l'arto spontaneamente. Infatti nel terzo prototipo, a differenza del precedente, nel quale sono state utilizzate molle troppo grandi, per le quali occorreva una forza elevata a determinare il movimento, sono state usate molle più piccole, più leggere. Nel quarto prototipo, invece, le molle sono state eliminate, per evitare di dover vincere forze superflue, quali quelle dovute alla resistenza delle molle stesse: invece di avere una molla di richiamo ed un motore che chiude le dita, abbiamo un unico motore che, mentre tira i tendini adduttori, rilascia anche i tendini estensori. È, comunque, presente un'unica molla per tenere il filo teso, per evitare che, quando la mano si chiude, il filo ceda dall'altro lato.

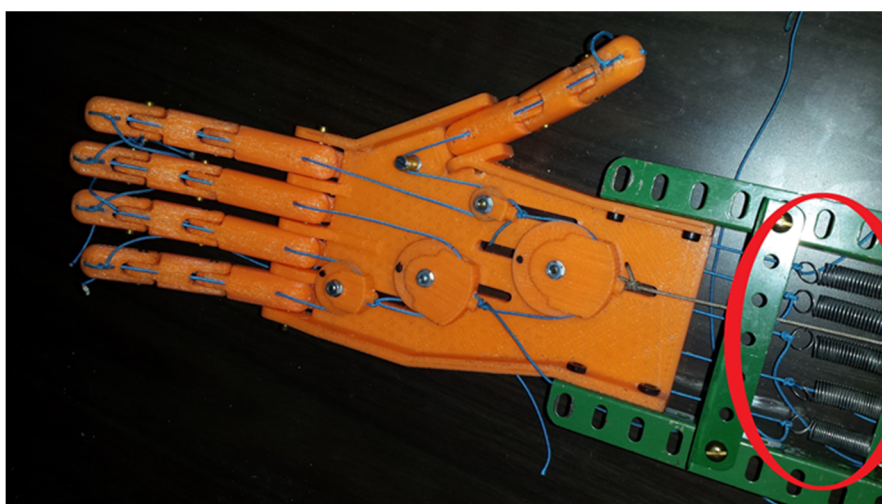


Figura 8-1 Sistema per il ritorno in posizione

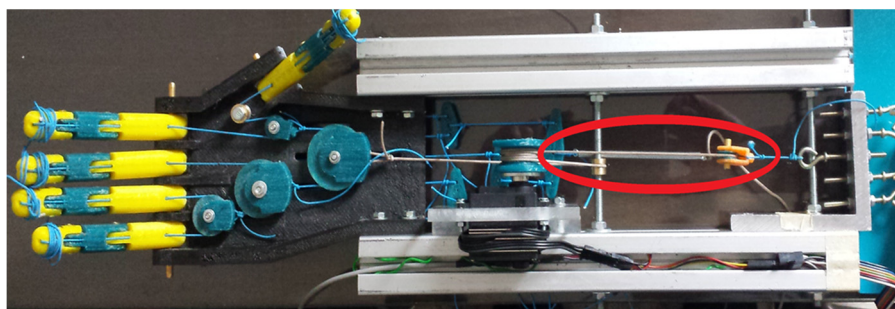


Figura 8-2 Modifiche apportate al sistema di ritorno in posizione

Inoltre, in seguito alle sperimentazioni effettuate in laboratorio, focalizzate sullo studio del comportamento inerente alla presa di vari oggetti, dopo aver analizzato tutti i dati ottenuti, conoscendo anche il valore della forza di trazione del motore, è stato possibile effettuare delle osservazioni finali sullo studio delle caratteristiche cinematiche dell'arto considerato. In particolare, l'attenzione è stata posta sull'analisi delle forze in gioco, in modo da poter valutare il rendimento globale della mano stessa.

Rivolgendo l'attenzione, non soltanto sulla struttura dell'arto bionico e sulle sue caratteristiche cinematiche ma anche sui dispositivi esterni ad esso associati, viene subito in mente la possibilità di effettuare studi più approfonditi per poter dotare il dispositivo di nuovi sensori, da associare a quelli già presenti o per sostituirli completamente, ad esempio sensori di forza, contatto e/o temperatura che permettono una migliore interazione dell'utente con l'ambiente circostante o realizzando un opportuno controllo di pressione, si riesce ad afferrare oggetti cedevoli senza danneggiarli. Un altro esempio è dato dall'utilizzo di un sensore muscolare che può essere pilotato da un segnale mioelettrico, basato su principi molto semplici, si può pensare che quando il muscolo entra in contrazione, la mano artificiale tende a chiudersi; quando, invece, il muscolo si rilassa, la mano torna nella sua posizione di riposo. Ci sarà però la necessità di sottoporre il paziente ad un periodo di training, tale da permettergli di controllare l'arto in modo quasi naturale, e di acquisire coordinazione e velocità.



Per quanto riguarda il peso che la mano raggiunge al termine del suo assemblaggio: in nessuno dei tre casi supera i 400g, risultando molto vantaggioso soprattutto per i prototipi che si propongono come protesi, dal momento che un peso inferiore ne facilita notevolmente l'uso da parte di persone che abbiano subito un'amputazione, ma non è ancora possibile quantificare con esattezza il peso finale della mano, in vista delle nuove modifiche che presto saranno apportate.

Non si esclude, inoltre, la possibilità che successivamente la protesi potrà essere dotata di un rivestimento esterno che avvolga semplicemente le dita, sia per una questione estetica che per migliorare la presa, oppure di un involucro per tutta la mano. Ciò per garantire maggiore protezione dagli urti e dagli agenti esterni, che, col tempo, possono danneggiare il dispositivo o inficiarne il rendimento. Si potrebbe pensare anche ad un rivestimento in materiali compositi con determinate caratteristiche meccaniche tali da sostituire il sistema di ritorno in posizione.

Possiamo in definitiva dire di aver trovato un buon compromesso tra numero di prese, gradi di libertà, attuatori, peso, costo e resistenza; ciò è stato possibile realizzando un prototipo che sia in grado di effettuare il maggior numero di prese possibili, utilizzando un numero ridotto di motori, sia per semplificarne la struttura, guadagnandone anche in peso, sia per abbatterne i costi che, giorno dopo giorno, diventano sempre più accessibili.

Le caratteristiche complessive della mano consentono quindi di effettuare la presa di oggetti aventi forme e dimensioni non regolari, ogni dito è indipendente dagli altri, e questo conferisce delle prestazioni eccellenti. Considerato quanto detto, è possibile affermare che il dispositivo meccanico realizzato è un cinematismo molto vantaggioso, soddisfacente nelle prestazioni e dai costi notevolmente ridotti, ma che può e dovrà essere ancora affinato in alcuni suoi aspetti.



Bibliografia

- [1] C.Rossi, S.Savino, "An Underactuated Multi-finger Grasping Device", International Journal of Advanced Robotic Systems, Department of Industrial Engineering of University of Naples, Federico II, 16 November 2013.
- [2] C.Gosselin, F.Pelletier, T.Laliberte "An Anthropomorphic Underactuated Robotic Hand with 15 Dofs and a Single Actuator". 2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation Pasadena, CA, USA, May 19-23, 2008.
- [3] C.Y.Brown, H.H.Asada "Inter-Finger Coordination and Postural Synergies in Robot Hands via Mechanical Implementation of Principal Components Analysis". 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems San Diego, CA, USA, Oct 29 - Nov 2, 2007.
- [4] M.Grebenstein, M.Chalon, G.Hirzinger, R.Siegwart "Antagonistically Driven Finger Design for the Anthropomorphic DLR Hand Arm System". IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots Nashville, TN, USA, December 6-8, 2010.
- [5] M.Controzzi, C.Cipriani and M.C.Carrozza, "Mechatronic Design of a Transradial Cybernetic Hand". IROS February 22, 2008.
- [6] F.Lotti, G.Vassura, "Sviluppo Di Soluzioni Innovative Per La Struttura Meccanica Di Dita Articolate Per Mani Robotiche". Associazione Italiana per l'Analisi delle Sollecitazioni (AIAS) XXXI Convegno Nazionale, 18-21 Settembre 2002, Parma.
- [7] F.Lotti, G.Vassura, "A Novel Approach to Mechanical Design of Articulated Fingers for Robotic Hands". DIEM, Mech.Eng. Dept, University of Bologna, Italy.



- [8] C.Pylatiuk, S.Mounier, A.Kargov, S.Schulz, G.Bretthauer, "Progress in the Development of a Multifunctional Hand Prosthesis". Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA, September 1-5, 2004.
- [9] D.P.J.Cotton, A.Cranny, P.H.Chappell, N.M.White, S.P.Beeby "Control Strategies For A Multiple Degree Of Freedom Prosthetic Hand". Electronic Systems Design Group, School of Electronics and Computer Science, University of Southampton, 2006.
- [10] M.G.Catalano, G.Grioli, A.Serio, E.Farnioli, C.Piazza, A.Bicchi "Adaptive Synergies for a Humanoid Robot Hand". Università di Pisa and Italian Institute of Technology, Genova. 2012
- [11] E.Biotto "Le protesi di arto superiore" Corso di perfezionamento: Tecnologie per l'autonomia e l'integrazione sociale delle persone disabili. Anno accademico 2008/2009.
- [19] R. Conte Elaborato di laurea 2013/2014 "UN PROTOTIPO DI MANO MECCANICA: ATTUAZIONE E SPERIMENTAZIONE"
- [20] C. Rossi, S. Savino A Model Of Robotic Hand. Department of Industrial Engineering of University of Naples, Federico II, 2013
- [21] C. Rossi, V. Niola, S. Savino, S. Troncone "Author's Guidelines for Preparation of Papers for the International Workshop on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region". Department of Industrial Engineering, University of Naples - "Federico II" - Naples, Italy Proceedings of the RAAD 2013, 22nd International Workshop on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region September 11-13, 2013, Portorož, Slovenia



Sitografia

[12] Touch Bionics “I-limb ultra-revolution with powered rotating thumb”. MA 01094, Issue No. 2, April 2013 info@touchbionics.com

[13] Bebionic3, “RSLSTEEPER”, Bebionic3 technical information.
www.bebionic.com

[14] Otto Bock “HealthCare GmbH Silicone Finger, Partial Hand Prosthesis, Michelangelo hand Prosthesis : Specific Product Information. www.ottobock.com

[15] http://www.solidworks.com/sw/656_ENU_HTML.htm

[16] http://it.wikipedia.org/wiki/Stampa_3D

[17] <http://www.personalfab.it/shop/powerwasp-evo/>

[18] <http://hitecrd.com/products/servos/discontinued-servos-servo-accessories/hsr-5990tg-hmi-ultra-premium-robot-servo/product>